



Universitat d'Alacant
Universidad de Alicante

Prótesis de rodilla. Análisis del beneficio
clínico entre la
conservación o resección del ligamento
cruzado posterior

Ricardo Serna Berná



Tesis **Doctorales**

UNIVERSIDAD de ALICANTE

Unitat de Digitalització UA

Unidad de Digitalización UA

**Prótesis de rodilla. Análisis del beneficio clínico entre
la conservación o resección del ligamento cruzado
posterior**



Ricardo Serna Berná

Universitat d'Alacant
Universidad de Alicante

TESIS DOCTORAL

Alicante, mayo 2019

Departamento de Fisiopatología Celular y Molecular
Facultad de Ciencias de la Salud

**PRÓTESIS DE RODILLA. ANÁLISIS DEL BENEFICIO CLÍNICO ENTRE LA
CONSERVACIÓN O RESECCIÓN DEL LIGAMENTO CRUZADO POSTERIOR**

Ricardo Serna Berná

Programa de Doctorado en Ciencias de la Salud

Tesis presentada para aspirar al grado de
DOCTOR POR LA UNIVERSIDAD DE ALICANTE

Dirigida por:

Dr. D. Francisco Antonio Miralles Muñoz
Jefe de Sección de Cirugía Ortopédica y Traumatología
del Hospital General Universitario de Elda

y

Dra. Dña. María Flores Vizcaya Moreno
Profesora Titular de Universidad
Departamento de Enfermería, Facultad de Ciencias de la Salud,
Universidad de Alicante

Alicante, mayo 2019

Don Francisco Antonio Miralles Muñoz, Jefe de Sección del Servicio de Cirugía Ortopédica y Traumatología del Hospital General Universitario de Elda,

y

Doña María Flores Vizcaya Moreno, Profesora Titular de Universidad, Departamento de Enfermería de la Facultad de Ciencias de la Salud, Universidad de Alicante,

CERTIFICAN:

Que el presente trabajo, titulado "**Prótesis de rodilla. Análisis del beneficio clínico entre la conservación o resección del ligamento cruzado posterior**", que presenta **Don Ricardo Serna Berná** para la obtención del título de Doctor, ha sido realizado bajo nuestra dirección en el Departamento de Fisiopatología Celular y Molecular de esta Universidad de Alicante, y que cumple los requisitos necesarios para la defensa de la misma.

Universitat d'Alacant
Universidad de Alicante

En Alicante, a 14 de marzo de 2019.

Fdo.: Dr. Francisco A. Miralles Muñoz

Fdo.: Dra. María Flores Vizcaya Moreno

A mis hijas y esposa,
a mis padres y hermanas
y a la gente con la que comparto mi vida.



Universitat d'Alacant
Universidad de Alicante

Agradecimientos

Al Dr. D. Francisco Antonio Miralles Muñoz, por su tiempo, dedicación y dirección de esta Tesis. Su labor, ha sido fundamental para el desarrollo de este trabajo.

A la Dra. Dña. María Flores Vizcaya Moreno, por el gran interés mostrado hacia el proyecto como Tutora y Co-Directora, por sus recomendaciones y consejos.

Al Dr. D. Alejandro Lizaur, Jefe del Servicio, mi maestro en la Especialidad, por contribuir con su incondicional apoyo a la consecución de este trabajo y permitirme la realización del estudio en su Servicio.

A mi esposa Lola, por el apoyo y cariño incondicional.

A mis hijas Marta y Aitana, por existir.

A todos los compañeros que forman o han formado parte del Servicio de Cirugía Ortopédica y Traumatología del Hospital General Universitario de Elda por contribuir en mi formación.

ÍNDICE GENERAL

RESUMEN	I
ABSTRACT	II
LISTADO DE ABREVIATURAS Y SIGLAS	III
LISTA DE GRÁFICOS Y FIGURAS	IV
LISTADO DE TABLAS	VII
I. INTRODUCCIÓN	1
II. MARCO TEÓRICO	5
2.1. ANATOMÍA DE LA RODILLA	5
2.1.1. DESARROLLO DE LA RODILLA	5
2.1.2. MORFOLOGÍA DE LA RODILLA	7
2.1.3. BIOMECÁNICA DE LA RODILLA	15
2.2. LA ARTROSIS DE RODILLA	27
2.3. LA ARTROPLASTIA TOTAL DE RODILLA	31
2.3.1. EVOLUCIÓN DEL DISEÑO PROTÉSICO	31
2.3.2. TIPOS DE PRÓTESIS	34
2.3.3. MATERIALES DE LOS COMPONENTES PROTÉSICOS	35
2.3.4. MÉTODOS DE FIJACIÓN	35
2.3.5. CONSERVACIÓN O NO DEL LIGAMENTO CRUZADO POSTERIOR	36
2.3.6. BIOMECÁNICA DE LA PRÓTESIS DE RODILLA	41
2.3.7. MECANISMOS DE FALLOS MECÁNICOS	45
III. JUSTIFICACIÓN, HIPÓTESIS Y OBJETIVOS	49
3.1. JUSTIFICACIÓN DEL ESTUDIO.	49
3.2. HIPÓTESIS	51
3.3. OBJETIVOS	51
3.3.1. PRIMARIOS	51
3.3.2. SECUNDARIOS	52
IV. MATERIAL Y MÉTODO	53
4.1. DISEÑO Y ÉTICA	53
4.2. SELECCIÓN DE PACIENTES	53
4.2.1. CRITERIOS DE INCLUSIÓN	54
4.2.2. CRITERIOS DE EXCLUSIÓN	54
4.2.3. GRUPOS DE ESTUDIO	54
4.3. PROCEDIMIENTO QUIRÚRGICO	54
4.4. EVALUACIÓN Y SEGUIMIENTO	55
4.5. VARIABLES DEL ESTUDIO	56
4.5.1. VARIABLE PRINCIPAL	56
4.5.2. VARIABLES SECUNDARIAS	57
4.6. ANÁLISIS ESTADÍSTICO	58
4.6.1. POTENCIA DEL ESTUDIO	58
4.6.2. ANÁLISIS DESCRIPTIVO E INFERENCIAL	59

V. RESULTADOS	61
5.1. RESULTADOS FUNCIONALES	62
5.1.1. GLOBALES	62
5.1.2. DEL RANGO DE MOVILIDAD	63
5.1.3. EVOLUCIÓN	63
5.2. RESULTADOS SUBJETIVOS	64
5.2.1 EVOLUCIÓN	65
5.3. COMPLICACIONES Y SUPERVIVENCIA	66
VI. DISCUSIÓN	67
VII. CONCLUSIONES	75
VIII. BIBLIOGRAFÍA	77
IX. ANEXOS	99
ANEXO 1. APORTACIONES REALIZADAS Y TRANSFERENCIA CIENTÍFICA.	99
ANEXO 2. EVALUACIÓN ÉTICA	101
ANEXO 3. KNEE SOCIETY SCORES	103
ANEXO 4. CUESTIONARIO CALIDAD DE VIDA PARA MIEMBRO INFERIOR	105
ANEXO 5. CUESTIONARIO CALIDAD DE VIDA GENERAL SF-12	107

RESUMEN

Antecedentes: La artroplastia total de rodilla (ATR) es una de las intervenciones más efectivas y consolidadas en cirugía ortopédica para el tratamiento de la artrosis de rodilla avanzada, cuando fracasa el tratamiento conservador. Actualmente, continúa la controversia con respecto a si el ligamento cruzado posterior (LCP) debe mantenerse o resecarse durante el procedimiento quirúrgico.

Objetivo: El objetivo de este estudio fue comparar los resultados funcionales entre pacientes tratados con ATR primaria con retención del ligamento cruzado posterior (ATR-CR) y los que fueron tratados con una ATR estabilizada posterior (ATR-PS) con un seguimiento mínimo de 10 años.

Material y Métodos: Estudio de casos y controles de 268 pacientes tratado con una ATR-CR versus 211 pacientes tratados con ATR-PS. El resultado funcional fue evaluado mediante las escalas Knee Society Scores, los cuestionarios Western Ontario y MacMasters Universities y Short-Form 12, el rango de movilidad de la rodilla y el grado de satisfacción del paciente.

Resultados: Con ambos diseños protésicos, se obtuvieron resultados satisfactorios sin diferencia significativa en las puntuaciones funcionales, rango de movilidad, calidad de vida o satisfacción del paciente. Además, la tasa de complicaciones y la supervivencia del implante fueron similares en ambos grupos.

Conclusiones: La superioridad de un diseño sobre el otro no pudo ser encontrada en este estudio. Ambos diseños pueden utilizarse con satisfactorios resultados funcionales y supervivencia de la artroplastia a largo plazo. Así, la elección del diseño dependerá del estado del LCP y de la preferencia del cirujano.

Palabras clave: Artroplastia total de rodilla; Retención de cruzado; Estabilizada posterior; Resultado funcional; Supervivencia; Satisfacción del paciente.

ABSTRACT

Background: Total knee arthroplasty (TKA) is one of the most effective and consolidated procedures in orthopedic surgery for the treatment of advanced knee osteoarthritis after failed conservative treatment. Today, the controversy remains as to whether the posterior cruciate ligament (PCL) should be maintained or resected during the surgical procedure.

Objective: The aim of this study was to compare clinical outcomes between patients underwent a primary TKA with retention of the PCL (CR design) and those who underwent a stabilized posterior design (PS) at a minimum follow-up of 10 years.

Material and Methods: Case-control study of 268 patients underwent primary TKA-CR versus 211 patients underwent TKA-PS. Functional outcome was assessed using the Knee Society System scale, Western Ontario and MacMasters Universities questionnaire, Short-Form 12 questionnaire, knee range of motion knee, and patient satisfaction.

Results: With both prosthetic designs, we found successful outcomes with no significant differences between groups in functional scores, range of motion, quality of life or patient satisfaction at final follow-up. Moreover, the complication rate and implant survival were similar in both groups.

Conclusions: Superiority of a design over the other was not found in this study. Both prosthetic designs can be used for long-term successful functional outcomes and high implant survival. Thus, the choice of the design depended on the status of the PCL and surgeon preference.

Keywords: Total knee arthroplasty; Cruciate-retaining; Posterior stabilized; Functional outcome; Survival; Patient satisfaction.

LISTADO DE ABREVIATURAS Y SIGLAS

AINES: Antiinflamatorios no esteroideos.

ATR: Artroplastia total de rodilla.

CEIC: Comité Ético de Investigación Clínica.

CR: Retención de cruzado.

DE: Desviación Estándar.

H₀: Hipótesis nula.

H₁: Hipótesis alternativa.

IC: Intervalo de confianza.

IMC: Índice de masa corporal.

KSS: Knee Society System.

PAPE: Ángulo postero-lateral.

PAPI: Ángulo postero-medial.

PE: Polietileno

LCA: Ligamento cruzado anterior.

LCP: Ligamento cruzado posterior.

LLE: Ligamento lateral externo.

OA: Osteoartrosis de rodilla.

OR: Odds Ratio.

PS: Estabilizada posterior.

RM: Rango de movilidad.

SF-12: Short-Form 12.

WOMAC: Western Ontario and McMaster Universities Osteoarthritis Index.

VAS: Escala visual analógica

LISTA DE GRÁFICOS Y FIGURAS

Fig. 1. Desarrollo fetal y embrionario. **A)** 5 semanas. **B)** 14 semanas. **C)** 20 semanas (Imagen tomada de Antipuesto, 2008).

Fig. 2. A) Embrión de 8 semanas – 30 mm. Sección sagital. Presencia de tendón cuadriceps, rotuliano, ligamento cruzado anterior. (L). **B)** Feto de 9 semanas y media – 45 mm. Sección transversal. Superficies femoropatelaes irregulares. Retináculos presentes (R). Presencia de ligamento cruzado posterior (L) (Imagen tomada de Finnegan et al, 1990).

Fig. 3. A) Radiografía anteroposterior y **B)** lateral de rodilla de un niño de 6 meses. Presencia de centros de osificación del fémur distal y tibia proximal. La rótula todavía no se ha osificado a esta edad (Imagen tomada de Chisholm et al, 2015).

Fig. 4. Anatomía ósea y articular de la rodilla (Elaboración propia).

Fig. 5. Anatomía ósea de los cóndilos femorales mostrando la diferencia de talla y curvatura (Imagen modificada de Tría et al, 1992).

Fig. 6. Anatomía del menisco medial y lateral (Imagen modificada de Sobotta, 2008).

Fig. 7. Anatomía ósea rotuliana (Imagen modificada de Sobotta, 2008).

Fig. 8. Ligamentos de la rodilla (Imagen modificada de Sobotta, 2008).

Fig. 9. A) Visión posterior de rodilla (Elaboración propia). **B)** Anatomía del ligamento cruzado posterior (Imagen modificada de Scheffler, 2012).

Fig. 10. Ligamento antero-lateral de rodilla (Imagen modificada de Claes et al, 2013).

Fig. 11. Musculatura peri-articular de la rodilla. **A)** Visión anterior **B)** Visión posterior (Elaboración propia).

Fig. 12. Movimientos articulares de rodilla (Imagen modificada de Shenoy et al, 2013).

Fig. 13. Arco de flexo-extensión de rodilla (Elaboración propia).

Fig. 14. Diagrama sagital de ambos cóndilos femorales mostrando los centros instantáneos de rotación (Imagen modificada de Sanjuan-Cerveró et al, 2005a).

Fig. 15. Fenómeno de “roll-back” femoral de rodilla (Imagen modificada de Sanjuan-Cerveró et al, 2005a).

Fig. 16. Tensión de los ligamentos cruzados en la flexo-extensión (Imagen modificada de Clarke et al, 2006).

Fig. 17. Cinemática meniscal de la rodilla humana (Imagen modificada de Kapandji, 2011).

Fig. 18. Áreas de contacto fémoro-patelares (Imagen tomada de Aglietti et al, 1975).

Fig. 19. Distribución de cargas. **A)** Integridad meniscal. **B)** Rotura meniscal (Imagen modificada de Messner et al, 1998).

Fig. 20. Diagrama de fuerzas sobre la rodilla (Imagen tomada de Insall et al, 2006).

Fig. 21. Diagrama de fuerzas actuantes sobre la rodilla en apoyo monopodal **A)** Rodilla normal. **B)** Genu valgo. **C)** Genu varo. (P) peso corporal (ML) musculatura lateral del muslo, (R) resultante de fuerzas (Imagen modificada de Domenech et al, 2011).

Fig. 22. Diagrama de fuerzas actuantes sobre la rótula en extensión y en flexión de rodilla (Imagen tomada de Domenech et al, 2011).

Fig. 23. Ángulo Q: entre los ejes del tendón rotuliano (TR) y el tendón del músculo cuádriceps (TC) (Elaboración propia).

Fig. 24. Variaciones del ángulo Q según el sexo (Elaboración propia).

Fig. 25. Radiografías simples de rodilla con artrosis tricompartmental por genu varo. **A)** Proyección anteroposterior, **B)** Proyección lateral, **C)** Proyección axial (Imagen de elaboración propia).

Fig. 26. Artroplastia total de rodilla. **A)** Proyección anteroposterior, **B)** Proyección lateral (Imagen de elaboración propia).

Fig. 27. Componentes de la artroplastia total de rodilla primaria (Cortesía del fabricante, MBA Surgical Empowerment).

Fig. 28. A) Prótesis de rodilla "Duocondylar". B) Prótesis de rodilla "Duopatellar" (Imagen modificada de Comitini et al, 2015).

Fig. 29. A) Prótesis de rodilla "Total Condylar". B) Prótesis de rodilla "Insall-Burstein I" (Imagen modificada de Comitini et al, 2015).

Fig. 30. PE con poste central y componente femoral con leva posterior (Imagen modificada cortesía de fabricante, Surgival, España).

Fig. 31. Artroplastia total de rodilla CR "Cruciate Retaining" (Imagen modificada cortesía de fabricante, SAMO, Italia).

Fig. 32. Artroplastia total de rodilla PS "Posterior Stabilized" (Imagen modificada cortesía de fabricante, SAMO, Italia).

Fig. 33. Componente femoral con radio sagital y anteroposterior constante (Imagen modificada cortesía de fabricante, SAMO, Italia).

Fig. 34. Componente tibial CR y PS para artroplastia total de rodilla primaria (Imagen modificada cortesía de fabricante, SAMO, Italia).

Fig. 35. Componente rotuliano, A) vista postero-anterior y B) vista sagital (Imagen modificada cortesía de fabricante, SAMO, Italia).

Fig. 36. Artroplastia total de rodilla PS. Incorporación de un pivote central en el inserto de polietileno encargado de realizar tope con un sistema de leva en el componente femoral, para suplir la función del LCP (Imagen modificada cortesía de fabricante, SAMO, Italia).

Fig. 37. Artroplastia total de rodilla CR. Morfología del componente tibial para mejorar la flexión de rodilla (Imagen modificada cortesía de fabricante, SAMO, Italia).

Fig. 38. Análisis de áreas de carga que determina la resistencia del polietileno mediante la localización de puntos de máximo rozamiento y esfuerzo. A) Polietileno en prótesis CR (Imagen tomada de Netter, 2015). B) Polietileno en prótesis PS (Imagen tomada de Osano et al, 2014).

Fig. 39. Usura severa de polietileno (Imagen modificada de Massin, 2017).

Fig. 40. Aflojamiento del componente tibial en prótesis de rodilla CR (Elaboración propia).

Fig. 41. Curvas de supervivencia de las prótesis. (Elaboración propia).

LISTADO DE TABLAS

Tabla 1. Clasificación radiológica de la OA según Kellgren-Lawrence.

Tabla 2. Tipos de artroplastia total de rodilla.

Tabla 3. Características basales preoperatorias.

Tabla 4. Resultados funcionales.

Tabla 5. Rango de movilidad.

Tabla 6. Evolución de los resultados clínicos.

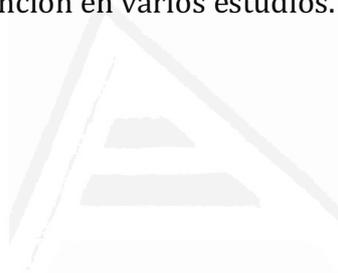
Tabla 7. Resultados subjetivos.

Tabla 8. Evolución de los resultados subjetivos.

Tabla 9. Complicaciones con cirugía de revisión.

Tabla 10. Resultados KSS-rodilla en varios estudios.

Tabla 11. Resultados KSS-función en varios estudios.



Universitat d'Alacant
Universidad de Alicante



Universitat d'Alacant
Universidad de Alicante

I. INTRODUCCIÓN

La rodilla es la articulación más grande del cuerpo y una de las más complejas, siendo fundamental para la correcta deambulación, así como para la mayoría de actividades de la vida diaria, como levantarse de una silla o bajar un escalón. Es una de las articulaciones que despiertan mayor interés pues su patología, además de variada, afecta a personas de cualquier edad. Además, un daño estructural, más o menos grave, tiene siempre el mismo resultado, la degeneración progresiva del cartílago (Forriol-Campos et al, 2002).

La artrosis es un problema muy frecuente en la rodilla y de grandes repercusiones clínicas y sanitarias, estando considerada como una de las causas más frecuentes de dolor y discapacidad en los adultos mayores (Murphy et al, 2012), con un significativo impacto negativo sobre la calidad de vida, siendo su historia natural, la permanente progresión hacia la destrucción articular.

Esta enfermedad articular degenerativa aumenta con la edad, por lo que el actual envejecimiento de la población y la mayor supervivencia en los países industrializados, han provocado que la prevalencia de artrosis de rodilla aumente rápidamente, situándose de forma global en los países industrializados, independientemente de su localización, entorno al 8-15%, estando destinada a incrementarse debido al envejecimiento progresivo de la población (Woolf et al, 2003). Así, la Organización Mundial de la Salud (OMS) estima que en 2050 casi 130 millones de personas padecerán de artrosis en todo el mundo (Wittenauer et al, 2013).

El tratamiento inicial de la gonartrosis sintomática es conservador. Cuando éste resulta ineficaz, y la calidad de vida se ve reducida de una manera significativa, la opción terapéutica en la artrosis dolorosa e incapacitante, es la artroplastia total de rodilla (ATR), ofreciendo unos resultados satisfactorios en la mayoría de los casos, a corto, medio y largo plazo (Kim et al, 2011). Por tanto, la indicación de una ATR se fundamenta en el dolor, la impotencia funcional marcada y los signos radiológicos de lesión grave articular en un paciente relativamente sedentario, que no se puedan controlar con tratamientos alternativos. Para la correcta indicación es

importante la integración de múltiples variables como la edad, patologías asociadas, las demandas funcionales, la actitud psicológica y consideraciones técnicas.

La ATR es uno de los procedimientos más exitosos de la cirugía ortopédica, produciendo gran satisfacción al paciente y al cirujano. Sin remontarnos a las antiguas artroplastias de interposición, Judet, Smith-Petersen, Wagner, Platt, McKeever, Towley y Swanson son algunos de los nombres más importantes en el desarrollo histórico de las ATR. Con los avances en las aleaciones de acero, los hermanos Judet implantaron prótesis de tipo bisagra, que permitían únicamente un movimiento de flexo-extensión. Shiers, en 1954, mostró sus primeros resultados utilizando cemento para la fijación de los implantes protésicos.

Debido a los inconvenientes de los modelos rígidos tipo bisagra, Morgan y Freeman, en 1968, diseñaron la primera artroplastia de rodilla con el modelo de rodillo metálico sobre una cubeta de polietileno. Este modelo cumplía varios criterios que siguen vigentes en la actualidad. En primer lugar, la orientación y el volumen de los cortes deben permitir la posibilidad de un rescate en caso de fracaso. En segundo lugar, la constricción de la prótesis debe ser limitada para permitir una transmisión de las fuerzas a la interfaz hueso-implante estableciendo un amplio contacto de las superficies deslizantes para una distribución homogénea de las tensiones, eligiendo ellos el par de fricción plástico-metal para disminuir el desgaste. Por último, la técnica de implantación debe ser sencilla, reproducible y con el objetivo de conseguir, al menos, 90° de flexión (Ortega-Andreu et al, 2002).

Posteriormente en 1971, Ranawat, Inglis, Insall y Walker, desarrollaron la prótesis Duocondylar, la cual no fue un verdadero diseño condilar ya que no disponía de escudo femoral anterior y los componentes tibiales no estaban unificados, conservando ambos ligamentos cruzados. Varios años después, la prótesis Duocondylar fue modificada para incluir la articulación patelofemoral con conservación del LCP para abordar el problema del dolor femoropatelar. Este diseño fue conocido como Duopatellar, predecesor de muchos diseños protésicos de rodilla con retención de ligamento cruzado posterior (ATR CR: cruciate retaining). De forma paralela al desarrollo y la experiencia clínica de la prótesis Duopatellar, en 1974, Walker, Ranawat e Insall, tras observar la necesidad de diseñar un modelo protésico más estable que los modelos predecesores, diseñaron la prótesis de rodilla Total Condylar, con dos superficies condilares simétricas, reduciendo el radio sagital

del tercio posterior y con una superficie articular de polietileno, perfectamente congruente en extensión y parcialmente congruente en flexión, convirtiéndose en el primer reemplazo total de rodilla comercializado y utilizado con éxito en el mundo, estando considerado como el patrón oro de los implantes protésicos de rodilla. La implantación de la prótesis Total Condylar requería sacrificar ambos ligamentos cruzados y cementación para la fijación de sus componentes (Ranawat et al, 2012).

Sin embargo, el desplazamiento femoral observado durante la flexión y la limitación de la movilidad de la rodilla motivaron que años más tarde, Insall y Burstein modificaran el diseño con el fin de corregir la subluxación femoral anterior, añadiendo un tetón central en el inserto tibial de polietileno, que engranaba sobre un cajetín del componente femoral. Este mecanismo remeda la función del ligamento cruzado posterior (LCP), permitiendo el fenómeno del roll-back y con ello, mayor flexión de la rodilla. En 1978, John Insall fue el primero en implantar la prótesis total de rodilla estabilizada posterior, con sacrificio del LCP. (ATR PS: posterior stabilized) (Scuderi et al, 2001a).

En las últimas décadas se han introducido nuevas mejoras técnicas, esperando en la actualidad una supervivencia del implante superior al 95%, a los 10 años de la implantación. A pesar de ello, existen todavía diversas controversias con respecto a varios aspectos: el uso de plataformas móviles, la sustitución o no de la rótula, la utilización de componentes no cementados o la conservación o resección del LCP.

Preservar el LCP tiene las ventajas de mantener la línea articular, mejorar la transmisión de cargas a la tibia, mejorar la propiocepción de la rodilla y centralizar el contacto femorotibial permitiendo así una rodadura femoral más fisiológica. Las desventajas que comporta el preservar el LCP incluyen una técnica quirúrgica con un equilibrado de partes blandas más difícil necesitando de una prótesis de baja constricción para permitir la función del LCP, lo cual puede llevar a unas mayores presiones de contacto con el consiguiente aumento del desgaste del polietileno. La resección del LCP exige el implante de una prótesis de geometría más congruente, provocando un aumento de las tensiones sobre la interfaz hueso-cemento, con unos rodamientos disminuidos y un contacto tibial más anterior. Existen multitud de estudios que muestran excelentes tasas de supervivencia para diseños con y sin sustitución del LCP, lo cual no ayuda a resolver el problema. En determinadas

situaciones preoperatorias como deterioros articulares secundarios a una artritis reumatoide, pacientes sometidos a una patelectomía previa o deformidades importantes, parece haber consenso en utilizar una ATR PS.

Así pues, en la actualidad, el papel del LCP en la artroplastia total de rodilla primaria para mejorar la función de la rodilla y aumentar la supervivencia de la prótesis sigue siendo tema continuo de debate. Se han documentado las ventajas e inconvenientes biomecánicas y cinemáticas de los mismos, pero no se ha demostrado plenamente su impacto sobre los resultados clínicos, ni la superioridad de un modelo sobre el otro.

Tras revisión exhaustiva de la literatura, sólo 3 estudios (Sando et al, 2015; Beaupre et al, 2017; Mayne et al 2017) han informado sobre resultados clínicos comparativos con un seguimiento mínimo de 10 años, con conclusiones dispares. Por lo tanto, las evidencias sobre los resultados funcionales a largo plazo son limitadas y controvertidas. Varias revisiones sistemáticas (Jacobs et al 2005; Verra et al 2015; Longo et al 2017) que han comparado ambos diseños no han mostrado diferencias clínicas significativas, sugiriendo los autores que se necesitaban investigaciones con mayor seguimiento.

Nuestra línea de investigación ha sido aportar evidencia científica sobre los resultados comparados a largo plazo, con el fin de determinar con qué modelo de prótesis se beneficiaría más el paciente, y, por tanto, con su aplicación práctica en la clínica diaria.

II. MARCO TEÓRICO

2.1. ANATOMÍA DE LA RODILLA

2.1.1. DESARROLLO DE LA RODILLA

Desarrollo embrionario

Para su desarrollo, la rodilla sigue un esquema endocondral caracterizado por tres etapas. La primera mesenquimatosa, abarcando desde la formación embrionaria hasta la diferenciación de esta articulación en la cuarta semana embrionaria. La segunda, constituida por la maqueta cartilaginosa, dará su conformación final, abarcando desde la cuarta semana de la vida embrionaria hasta los 16 años de edad. A partir de entonces comienza la tercera etapa, caracterizada por la osificación total de sus estructuras cartilaginosas, marcada por el cierre de las fisis femoral y tibial, así como con la integración del núcleo de la tuberosidad tibial al resto del hueso.

Los primeros esbozos (Gardner et al, 1968) de la extremidades inferiores aparecen en el embrión de 4 semanas (estadio 13: 5 mm), después de la aparición de los esbozos de las extremidades superiores, ya que el desarrollo embriológico sigue una dirección cefalocaudal. Estos esbozos, se presentan como una diferenciación del mesoderma ligada al metabolismo del calcio y al potencial osteogénico.

Hacia la 5ª semana (estadio 15: 8 mm), las partes del esqueleto de las extremidades inferiores comienzan la fase de condricación en secuencia de proximal a distal (Fig. 1). En la 6ª semana (estadio 18: 14 mm), existe condricación del fémur, tibia y peroné, siendo a partir de la 7ª semana (estadio 19: 17 mm), cuando comienza la ontogénesis de los huesos largos a partir de centros primarios de osificación situados a lo largo de los huesos en la mitad del tejido cartilaginoso.

En este momento comienza a reconocerse el espacio de la articulación de la rodilla al aparecer los cóndilos femorales, el platillo tibial y el esbozo de la rótula, siendo evidentes, de igual manera, las estructuras ligamentosas y meniscales.

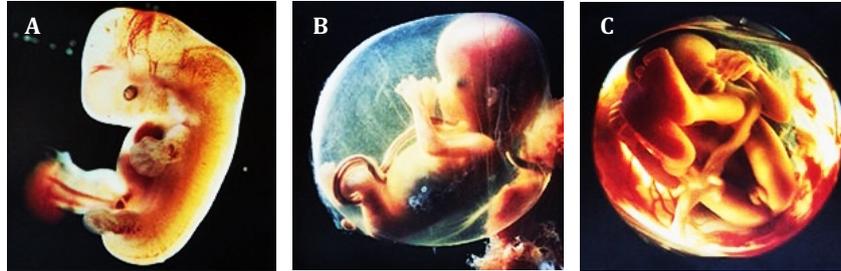


Fig. 1. Desarrollo fetal y embrionario. **A)** 5 semanas. **B)** 14 semanas. **C)** 20 semanas (Imagen tomada de Antipuesto, 2008).

Al final de la 8ª semana (estadio 22; 25 mm) la forma de la rodilla remeda claramente a la del adulto, tanto en sus estructuras óseas, como capsulares y ligamentosas (Fig. 2). A partir de entonces, con las estructuras diferenciadas, tendrá un desarrollo volumétrico.

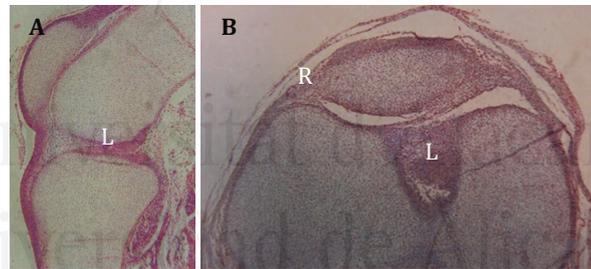


Fig. 2. **A)** Embrión de 8 semanas - 30 mm. Sección sagital. Presencia de tendón cuadricepsital, rotuliano, ligamento cruzado anterior. (L). **B)** Feto de 9 semanas y media - 45 mm. Sección transversal. Superficies femoropatelaes irregulares. Retináculos presentes (R). Presencia de ligamento cruzado posterior (L) (Imagen tomada de Finnegan et al, 1990).

Desarrollo postnatal

Durante la semana 36 del desarrollo, aparece el núcleo de osificación distal del fémur, mientras el núcleo proximal de la tibia lo hace en la semana 40, por lo que en la radiografía de la rodilla de un recién nacido o de un lactante siempre deberán

ser visibles los núcleos de osificación, tanto del fémur como de la tibia, no así el de la rótula que aparecerá años después (Fig. 3).

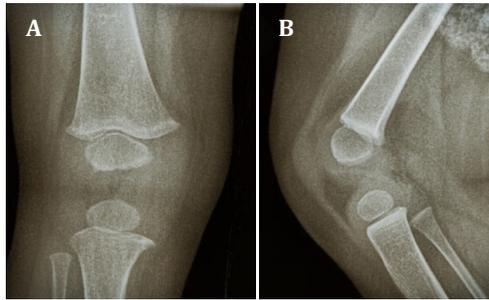


Fig. 3. A) Radiografía anteroposterior y **B)** lateral de rodilla de un niño de 6 meses. Presencia de centros de osificación del fémur distal y tibial proximal. La rótula todavía no se ha osificado a esta edad (Imagen tomada de Chisholm et al, 2015).

El núcleo de la tuberosidad tibial es visible entre los siete y los quince años de edad, para después integrarse totalmente al resto del hueso. Las fisis de crecimiento involucrados en la rodilla tienen una participación fundamental en el crecimiento del miembro inferior, interviniendo en aproximadamente el 65% de la longitud total. La fisis distal del fémur proporciona un 35% de la longitud, mientras que la fisis proximal de la tibia proporciona el 30% del crecimiento aproximadamente. El cierre fisario usualmente ocurre a la edad de 12-14 años en las mujeres y de 14-16 años en los varones.

2.1.2. MORFOLOGÍA DE LA RODILLA

La rodilla es la mayor y más compleja articulación del cuerpo humano (McGinty et al, 2000). Se trata de una articulación sinovial de tipo troclear.

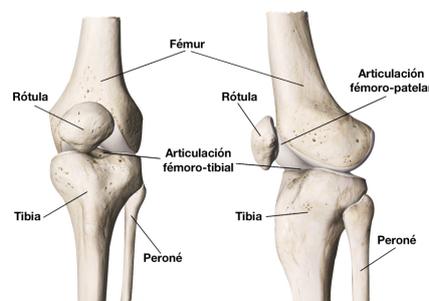


Fig. 4. Anatomía ósea y articular de la rodilla (Elaboración propia).

Está constituida por tres huesos (fémur, tibia y rótula) y dos superficies articulares diferenciadas (tibio-femoral y patelo-femoral) con una cápsula en común (Fig. 4). Constituye una articulación en bisagra modificada, con una limitada estabilidad inherente debido a su arquitectura ósea.

Extremidad distal del fémur

La extremidad distal del fémur, presenta una arquitectura compleja, formada por los cóndilos femorales, medial y lateral, ambos asimétricos y separados por la escotadura intercondílea. La pared lateral de la escotadura, posee una impresión aplanada que representa el origen proximal del ligamento cruzado anterior (LCA). En la pared medial de la escotadura, existe una zona más amplia que constituye el origen del LCP. En su parte anterior presenta una polea, la tróclea femoral. Ambos cóndilos femorales son convexos tanto en sentido antero-posterior como lateral, con sección en elipsoide, aunque asimétricos por su tamaño y diferente radio de curvatura. El cóndilo medial es más voluminoso y desciende más que el lateral, lo que condiciona el valgo fisiológico de la rodilla. El cóndilo lateral, más pequeño y más ancho tiene un radio de curvatura descendente (Fig. 5).

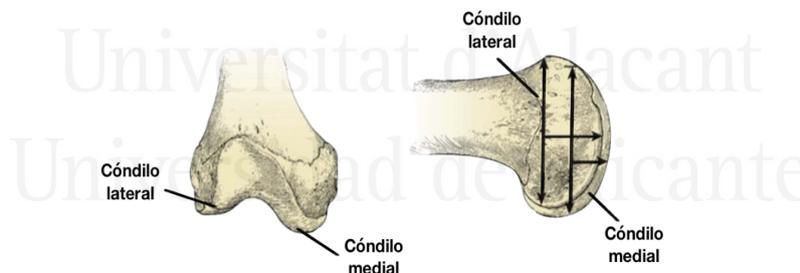


Fig. 5. Anatomía ósea de los cóndilos femorales demostrando la diferencia de talla y curvatura (Imagen modificada de Tría et al, 1992).

Extremidad proximal de la tibia

A nivel de la porción proximal de la tibia, en su cara superior presenta dos superficies ligeramente excavadas, los platillos tibiales medial y lateral, destinados a articularse con los cóndilos femorales. El platillo medial algo más largo y excavado que el lateral, el cual es algo convexo en su sección anteroposterior. Ambos platillos presentan una inclinación posterior de aproximadamente 10° con respecto a la

diáfisis tibial. La porción central de la tibia se encuentra ocupada por una eminencia, la espina de la tibia. Por delante de ella, existe una depresión o fosa intercondílea anterior, donde se insertan, desde su porción anterior a la posterior, el asta anterior del menisco interno, el LCA y el asta anterior del menisco externo. Por detrás de esta región, existen dos elevaciones: las tuberosidades interna y externa. En la fosa intercondílea posterior, por detrás de las tuberosidades, se inserta el menisco externo a continuación, en sentido posterior, el menisco interno y algo más hacia atrás, el LCP. En la cara anterior de la tibia, la prominencia ósea más destacada es la tuberosidad, que corresponde al lugar de inserción del tendón rotuliano. Aproximadamente de 2 a 3 centímetros en sentido lateral desde los tubérculos tibiales, se encuentra el tubérculo de Gerdy, punto de inserción de la banda iliotibial.

Meniscos

El defecto de concordancia entre los cóndilos femorales y la carilla articular superior de la tibia se corrige en parte, por la presencia de los meniscos. Son dos fibrocartílagos fijados en la tibia y en la cápsula articular abiertos medialmente hacia los tubérculos intercondíleos. Triangulares al corte, presentan una cara lateral que se inserta en la cápsula. Las extremidades o cuernos se fijan en la tibia. La cara superior cóncava se adapta al cóndilo femoral y la cara inferior casi plana reposa sobre el segmento periférico de la carilla articular de la tibia. El menisco lateral tiene forma de semiluna casi cerrada en forma de "O", mientras que el menisco medial es más abierto y adopta forma de "C". Los meniscos desempeñan un papel fundamental en el reparto de las cargas entre fémur y tibia (Fig. 6).

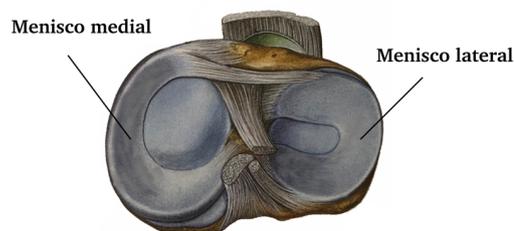


Fig. 6. Anatomía del menisco medial y lateral (Imagen modificada de Sobotta, 2008).

Rótula

La rótula o patela, es el hueso sesamoideo de mayor tamaño del organismo. Presenta forma de óvalo asimétrico con el vértice situado distalmente. La cara articular presenta dos superficies ligeramente cóncavas, separadas entre sí por una cresta vertical. La base sirve de inserción en su mitad o tres cuartos anteriores al tendón del cuádriceps femoral, cuyas expansiones anteriores pasan por delante del hueso. Los bordes lateral y medial convergen hacia el vértice, en ellos se insertan las expansiones laterales del cuádriceps. El vértice proporciona la inserción al tendón rotuliano (Fig. 7). La rótula encaja en la tróclea del fémur de forma imperfecta, variando la zona de contacto entre ésta y el fémur según la posición, a medida que la rótula se desliza a lo largo de la superficie femoral.

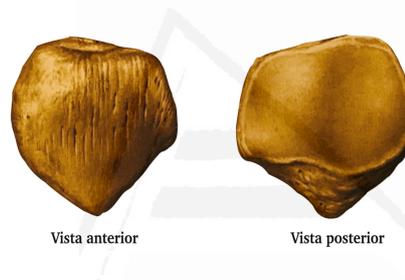


Fig. 7. Anatomía ósea rotuliana (Imagen modificada de Sobotta, 2008).

Estabilizadores estáticos

La cápsula articular, insertada en el fémur y la tibia, es un manguito fibroso con discretas áreas de engrosamiento que pueden considerarse ligamentos, fundamental en la estabilización intrínseca de la rodilla. Está adherida al borde externo de ambos meniscos, así como a la cara profunda del ligamento colateral interno. Por contra, el ligamento colateral externo, en su trayecto entre el epicóndilo externo y la cabeza del peroné, no está adherido a la cápsula articular.

El tendón rotuliano aunque no es inserción de músculo alguno, une el polo distal de la rótula a la tuberosidad tibial anterior, y su mecanismo estabilizador lo realiza permitiendo la contracción del músculo cuádriceps en la extensión de rodilla.

Los ligamentos colaterales de la rodilla son los elementos fundamentales en la estabilización medio-lateral de la articulación. El ligamento lateral interno transcurre desde el cóndilo femoral interno hasta la cara antero-interna de la tibia,

oponiéndose a las fuerzas de valguización o abducción. El ligamento lateral externo transcurre desde el cóndilo femoral externo hacia abajo y hacia atrás, hasta la parte antero-externa de la cabeza del peroné, oponiéndose a los movimientos de varización o aducción (Fig. 8).



Fig. 8. Ligamentos de la rodilla (Imagen modificada de Sobotta, 2008).

Para la estabilización antero-posterior, el pivote central está formado por el LCA y el LCP. El LCA se origina a nivel de la mitad posterior de la cara intercondílea del cóndilo lateral del fémur y se inserta en el tubérculo tibial anterior. Está constituido por dos haces: antero-medial y postero-lateral (más grueso), y su función principal es impedir la traslación anterior de la tibia sobre el fémur, alcanzado aproximadamente el 86% de la fuerza total que se opone a dicho movimiento.

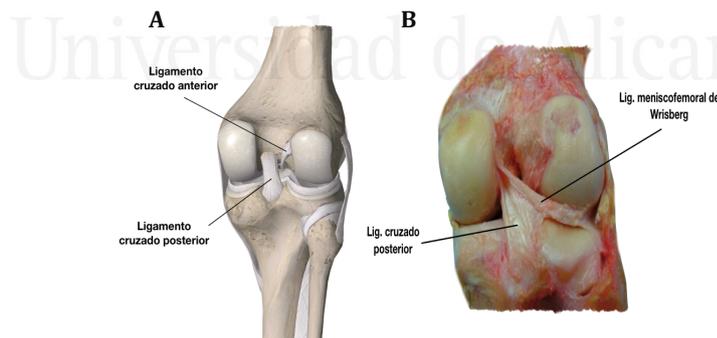


Fig. 9. A) Visión posterior de rodilla (Elaboración propia). **B)** Anatomía del ligamento cruzado posterior (Imagen modificada de Scheffler, 2012).

El LCA también desempeña un papel, aunque menos relevante, en la resistencia a la rotación interna y externa. Parece ser que el LCA desempeña una importante función de propiocepción a través de numerosos receptores mecánicos y terminaciones nerviosas libres que han podido ser identificados. El LCP se origina

en la cara intercondílea del fémur y se inserta en el tubérculo posterior de la tibia por detrás de las inserciones de los cuernos posteriores de los meniscos. Está formado por dos haces (antero-lateral y postero-medial) (Fig. 9).

El ligamento meniscofemoral de Wrisberg, se identifica muy próximo a su porción posterior. El LCP se considera el principal estabilizador de la rodilla, ya que se localiza próximo al eje central de rotación de la articulación y su potencia equivale casi al doble de la del LCA. Se ha comprobado que el LCP representa el 95% de la fuerza total que se opone a la traslación posterior de la tibia sobre el fémur. Su tensión máxima se alcanza durante la flexión completa y también se tensa considerablemente durante la rotación interna. Han sido identificados dos componentes inseparables en el LCP. Las fibras anteriores constituyen la mayor parte del ligamento y se considera que se tensan durante la flexión y se relajan durante la extensión. Lo contrario puede aplicarse a la porción posterior más delgada (Clarke et al, 2006).

Otros ligamentos de interés para la estabilidad de la rodilla son:

- Ángulo postero-lateral (PAPE), compuesto por el ligamento arcuato, poplíteo, cápsula posterolateral, ligamento colateral lateral, ligamento poplíteo peroneo, ligamento pateloperoneo, banda iliotibial e inserción del gastrocnemio externo. El cual presenta una función muy importante para la estabilidad de rodilla a 30º de flexión.



Fig. 10. Ligamento antero-lateral de rodilla (Imagen modificada de Claes et al, 2013).

- Ligamento antero-lateral (Fig. 10), presente en el 97% de las rodillas, se encuentra situado delante del ligamento colateral lateral y dada su posición anatómica, se piensa que podría controlar la rotación interna.

- Ángulo postero-medial (PAPI), está compuesto por un engrosamiento de la cápsula posterior, de la inserción del semimembranoso, del ligamento oblicuo poplíteo y del ligamento oblicuo posterior. Confiere estabilidad rotatoria a la rodilla.

Estabilizadores dinámicos

Los diferentes grupos musculares que atraviesan el complejo articular de la rodilla, son los encargados de proporcionar la estabilidad dinámica. Según su función principal, los podemos dividir en flexores y extensores.

El músculo cuádriceps femoral, es el más voluminoso de todo el cuerpo humano, pertenece a la musculatura extensora de la rodilla. Formado por cuatro cabezas musculares: recto anterior, vasto interno, vasto intermedio y el vasto externo. Todos ellos convergen en el potente tendón del cuádriceps, que se inserta en el polo superior de la rótula, que prolongándose por encima de la misma, se convierte en el tendón rotuliano, insertándose distalmente en la tuberosidad tibial anterior.

El semitendinoso, se origina en la cara posterior de la tuberosidad isquiática por un tendón común con la cabeza larga del bíceps femoral y el semimembranoso se origina en la cara posterior de la tuberosidad isquiática, más profundo al origen de semitendinoso y porción larga de bíceps femoral. El músculo grácil (recto interno) se origina desde la rama inferior del pubis y la rama del isquion y el sartorio, con forma de cinta, se origina a nivel de la espina ilíaca anterosuperior. Sartorio, semitendinoso y grácil se insertan en la región medial de la tibia proximal formando lo que se denomina la “pata de ganso superficial”. El semimembranoso constituye la pata de ganso profunda y se inserta mediante tres tendones: directo (parte posterior del cóndilo medial de la tibia), reflejo (por debajo del ligamento colateral medial de la rodilla en la parte medial de la tibia) y recurrente (cubre la cápsula articular de la rodilla, denominándose ligamento poplíteo oblicuo y se inserta en la cápsula fibrosa que cubre al cóndilo lateral y en parte en el fémur entre los dos cóndilos). Los músculos de la pata de ganso (superficial y profunda) son flexores y rotadores internos de la rodilla.

El bíceps femoral presenta un origen doble, la porción larga se origina en la tuberosidad isquiática y la porción corta se origina en el tercio inferior del

intersticio de la línea áspera del fémur. Ambos vientres musculares se insertan mediante un tendón común en el vértice de la cabeza del peroné, tuberosidad externa de la tibia y en la fascia profunda de la pierna. Realiza flexión y rotación externa de la rodilla.

La cintilla iliotibial o fascia lata, situada en la cara lateral del muslo, se origina en el tercio antero-lateral de la cresta ilíaca y se inserta en el tubérculo de Gerdy, prominencia ósea de la tibia, entre la tuberosidad tibial y la cabeza del peroné. Genera flexión o extensión dependiendo de la posición de la rodilla, contribuyendo además a estabilizar el apoyo monopodal.

El músculo poplíteo, se origina en la parte postero-externa de cóndilo femoral externo y se inserta en la parte posterior de la tibia. Su función además de flexionar la rodilla, es imprimir rotación externa al fémur en la posición de carga.

El músculo gastrocnemio (gemelos), formado por dos cabezas musculares, interna y externa, las cuales se originan en el cóndilo femoral correspondiente. Ambas convergen a la altura de la interlinea articular de la rodilla y forman un músculo único que se continua con una lámina aponeurótica, estrechándose más abajo hasta insertarse en el calcáneo por medio del tendón de Aquiles. Su función sobre la rodilla es flexora. (Fig. 11).

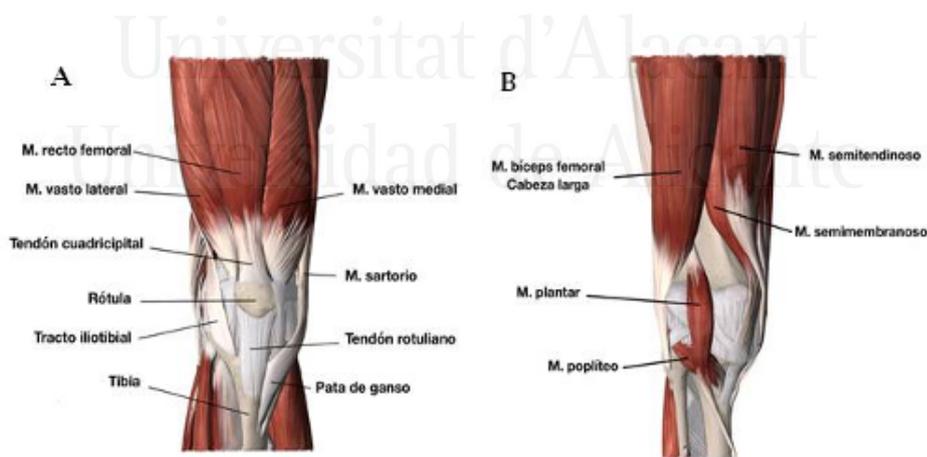


Fig. 11. Musculatura peri-articular de la rodilla. **A)** Visión anterior **B)** Visión posterior (Elaboración propia).

Vascularización

La vascularización arterial de la rodilla proviene fundamentalmente de 3 arterias, la femoral, poplítea y tibial anterior. De estos troncos principales surgen otros secundarios que forman el llamado círculo anastomótico de la rodilla, del cual emergen otros de menor calibre.

Las ramas más importantes son, las arterias articulares superiores medial y lateral, las arterias articulares inferiores medial y lateral, la arteria articular medial, todas ellas ramas de la arteria poplítea, la arteria articular descendente, rama de la arteria femoral y la arteria recurrente tibial anterior, procedente de la arteria tibial anterior.

El retorno venoso se realiza fundamentalmente a través de la vena poplítea que desemboca en la vena femoral.

2.1.3. BIOMECÁNICA DE LA RODILLA

La función mecánica de cualquier articulación del esqueleto es permitir el movimiento de las estructuras óseas mientras que éstas están sometidas a fuerzas de carga. La rodilla constituye una articulación muy compleja debido a su diseño y a su función imprescindible para posibilitar la deambulación correcta, incluyendo la carrera y subir y bajar escaleras y rampas. El estudio biomecánico de la rodilla incluye el de sus movimientos (cinemática) y el de las fuerzas que actúan sobre la articulación (cinética).

Cinemática de la rodilla

La cinemática estudia el movimiento sin considerar las causas que lo origina y se limita, principalmente, al estudio de la trayectoria en función del tiempo, es decir, describe la geometría del movimiento. A lo largo de la historia, se han descrito varios modelos cinemáticos en la rodilla, basándose en la premisa de la descripción de la movilidad articular relativa entre dos cuerpos rígidos unidos por la articulación a estudiar. Estos modelos, han ido evolucionando desde el movimiento en dos grados de libertad hasta el más reciente de 6 grados de movilidad, 3

movimientos de rotación y 3 movimientos de traslación, que se realizan alrededor de tres ejes ortogonales que se cruzan en el centro del cóndilo medial. (Fig. 12).

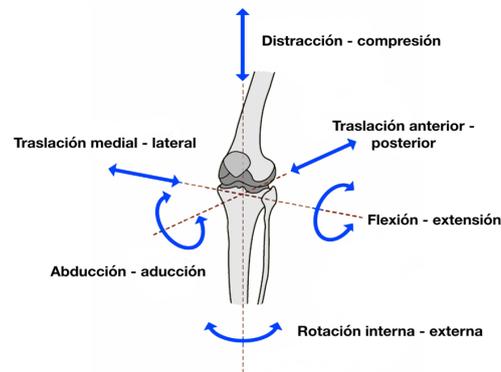


Fig. 12. Movimientos articulares de rodilla (Imagen modificada de Shenoy et al, 2013).

Partiendo de la posición anatómica de extensión completa ó 0° , la flexión activa es de 120° y aumenta hasta 140° con la cadera flexionada, consiguiendo 160° forzando pasivamente el movimiento (Fig. 13).

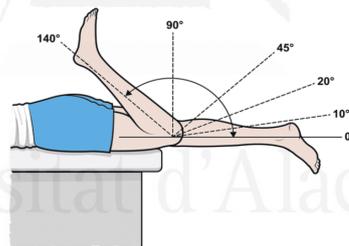


Fig. 13. Arco de flexo-extensión de rodilla (Elaboración propia).

En extensión completa de rodilla, los ligamentos cruzados y colaterales, se encuentran en tensión, ajustándose perfectamente ambos meniscos entre la tibia y el fémur. Al inicio de la flexión, se produce un desbloqueo de rodilla, iniciándose una rotación externa del fémur sobre la tibia secundaria a la contracción del músculo poplíteo. Durante los primeros 30° de flexión, se produce una rodadura del fémur sobre la tibia, de forma más pronunciada en la región lateral debido a la morfología del cóndilo femoral externo, con lo que el eje mecánico rota lateralmente. Debido al diferente tamaño y asimetría en la curvatura de los cóndilos femorales, el radio de rotación en el plano sagital varía entre los dos cóndilos (Frankel et al, 1971) (Fig. 14).

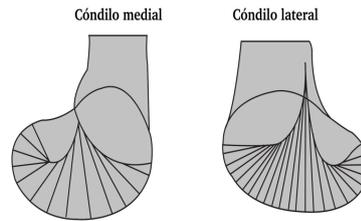


Fig. 14. Diagrama sagital de ambos cóndilos femorales mostrando los centros instantáneos de rotación (Imagen modificada de Sanjuan-Cerveró et al, 2005a).

Los cóndilos femorales no sólo se deslizan a modo de bisagra sobre la tibia, sino que al mismo tiempo ruedan sobre la misma, de manera que el fémur se traslada hacia atrás respecto a la tibia, produciéndose el fenómeno de “roll-back” femoral. (Fig. 15).

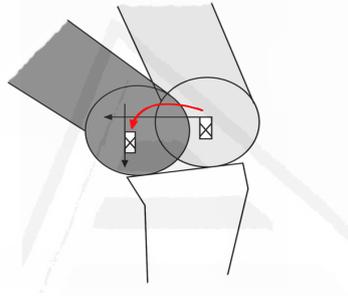


Fig. 15. Fenómeno de “roll-back” femoral de rodilla (Imagen modificada de Sanjuan-Cerveró et al, 2005a).

A partir de los 30º, con la progresión de la flexión, los cóndilos femorales giran sobre un punto situado sobre los platillos tibiales y los meniscos inician un desplazamiento posterior con la flexión del fémur, de manera más pronunciada a nivel del menisco externo.

Al realizar la extensión, los cóndilos ruedan hacia delante y debido a que el cóndilo femoral externo presenta una superficie articular menor que la del cóndilo femoral interno, alcanza antes la extensión completa, por lo que el eje bicondíleo se desplaza hacia delante rotando medialmente. Éste es el motivo por el que actualmente existe la tendencia a hablar de centros instantáneos de rotación. Al llegar a la extensión completa, la rodilla queda estabilizada al rotar internamente el fémur con respecto a la tibia.

A nivel ligamentoso, el ligamento colateral lateral únicamente se tensa durante la extensión de rodilla, relajándose con la flexión. De forma contraria, las

fibras anteriores paralelas del ligamento colateral medial superficial, principal estabilizador medial, se tensan durante la flexión. Estas fibras, también intervienen en el control de la rotación. Los ligamentos cruzados de la rodilla tienen la función de regular la cinemática articular comportándose como «órganos sensores». El LCA, está formado por dos fascículos desde el punto de vista funcional, anteromedial (AM) y posterolateral (PL). La terminología de AM y PL varía en función de su inserción en la tibia y determinada por su tensión funcional en el movimiento de flexión de la rodilla, siendo el fascículo AM el que ofrece la principal resistencia frente al desplazamiento anterior de la tibia durante la flexión entre 0° y 90°. El fascículo PL se tensa en extensión y el AM lo hace en flexión. Con la rodilla en extensión los fascículos AM y PL están paralelos y giran sobre uno mismo cuando la rodilla se flexiona. La lesión del LCA no produce grandes variaciones en la rotación articular ya que los ligamentos cruzados ofrecen la estabilidad fundamentalmente en dirección antero-posterior. El LCA se tensa durante el movimiento de flexo-extensión de la articulación de la rodilla y actúa como una estructura que limita la hiperextensión de la rodilla, previene el deslizamiento hacia atrás del fémur sobre el platillo tibial, evita la rotación interna excesiva de la tibia sobre el fémur y mantiene la estabilidad en valgo-varo. (Forriol et al, 2008).

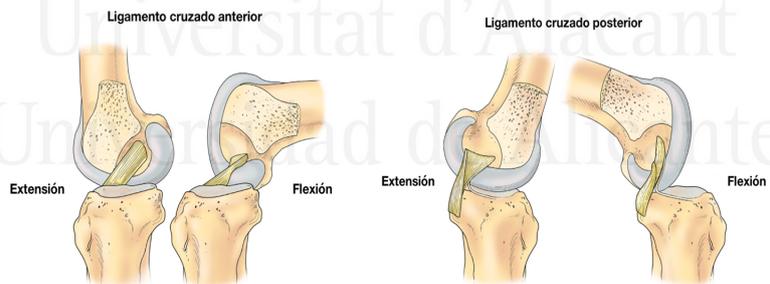


Fig. 16. Tensión de los ligamentos cruzados en la flexo- extensión (Imagen modificada de Clarke et al, 2006).

El LCP es la principal resistencia frente al desplazamiento posterior a 30° y 90° de flexión. Consta de dos fascículos, el fascículo antero-lateral (AL) que forma la masa del ligamento y un fascículo postero-medial (PM) más fino con dirección oblicua. En extensión, el fascículo AL se relaja y sólo se encuentra en tensión el PM. En flexión, el fascículo AL se tensa y el PM, se relaja. La rotación externa de la tibia relaja el LCA durante el desplazamiento anterior del cóndilo femoral lateral, al

mismo tiempo que tensa el LCP. La rotación interna tensa LCA y relaja LCP. Ambos ligamentos cruzados tienen un papel importantísimo en el desarrollo de los movimientos de flexo-extensión, puesto que el LCA es el responsable del deslizamiento hacia delante de los cóndilos, limitando su traslación posterior a causa del rodamiento, mientras que el LCP es el responsable del deslizamiento condilar hacia posterior, limitando así su traslación anterior (Fig. 16).

Durante la rotación interna del fémur sobre la tibia el cóndilo femoral interno se desplaza hacia atrás y el externo hacia delante y cada menisco acompaña al cóndilo femoral correspondiente deformándose y deslizándose sobre la tibia. La amplitud de la rotación interna es de unos 30° ($30\text{-}35^\circ$ de forma pasiva) mientras que la rotación externa alcanza los 40° ($45\text{-}50^\circ$ pasivamente) (Fig. 17).

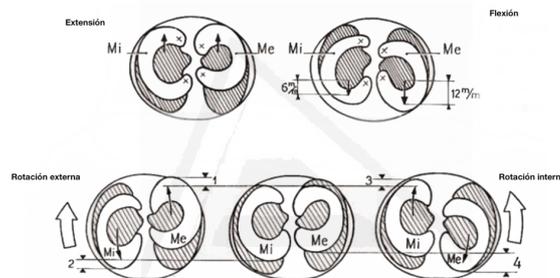


Fig. 17. Cinemática meniscal de la rodilla humana (Imagen modificada de Kapandji, 2011).

La rotación de la rodilla no puede realizarse con la articulación extendida. Ello se debe a la tensión a la que están sometidos tanto los ligamentos cruzados como los ligamentos colaterales. Sólo cuando la rodilla se flexiona la distensión de las estructuras citadas permite los movimientos de rotación.

Los principales factores limitantes de la rotación externa son los ligamentos colaterales. Éstos se tensan simultáneamente, pero en sentido contrario, ya que, debido a la distinta oblicuidad de sus fascículos (hacia abajo y adelante para el colateral interno y hacia abajo y atrás para el colateral externo), al rotar externamente la tibia bajo el fémur, la inserción tibial del colateral interno se desplaza todavía más hacia delante, mientras que la inserción del colateral externo, se desplaza aún más hacia atrás, con lo que ambos ligamentos se tensan. La rotación interna está limitada fundamentalmente por los ligamentos cruzados, puesto que a

medida que la rotación progresa va aumentando su mutuo enrollamiento y, en consecuencia, su grado de tensión.

A nivel muscular, la flexión de la rodilla, limitada por las partes blandas de la zona posterior de la rodilla, se produce a través de los músculos de la corva y el bíceps crural, contribuyendo en menor grado el gemelo y el poplíteo. La extensión, se lleva a cabo por la acción del cuádriceps. El sartorio, rector interno y los músculos de la corva son rotadores débiles de la rodilla.

Con respecto a la cinemática femoropatelar, diversos métodos han sido utilizados siendo los siguientes lo más difundidos:

a) Modelo triplanar: Basado en 3 planos del espacio (3 grados de libertad). Durante la flexo-extensión la rótula recorre una distancia de 7 cm. En la extensión completa no existe carga rotuliana aumentando progresivamente con la flexión. Este modelo se basa en estudios cinéticos en los que se ha observado que se produce una medialización rotuliana acompañada de una báscula interna entre 0 y 45° durante la flexión. El tendón rotuliano presenta una inclinación hacia delante con respecto al eje tibial que disminuye con la flexión y a 75° se hace posterior. El tendón del cuádriceps con respecto al eje femoral disminuye ligeramente de 0 a 65° de flexión, pero entorno a estos 65° inicia un giro en torno a los cóndilos femorales dejando el ángulo Q a 0°.

b) Modelo de las áreas de contacto (Fig. 18): Determina las áreas de contacto femoropatelares por los siguientes factores: la geometría de las superficies articulares, la cinemática de las mismas (congruencia articular en este caso), las cargas aplicadas, y el comportamiento viscoelástico de los materiales sometidos. Aunque la superficie no articular de la rótula sea tan sólo del 25%, la rótula no contacta por completo con el fémur nunca. De 0 a 90° el contacto articular se realiza con el polo inferior de la rótula en base fundamental al margen externo patelar sin contacto interno; esto provoca que este momento de flexión se denomine “faceta impar”. A partir de 90° el tendón cuadrícipital inicia su contacto con la tróclea femoral, pasando el contacto patelar a un apoyo superior. En 135° de flexión la rótula abandona las facetas articulares y se desplaza hacia los cóndilos femorales quedando el contacto a expensas del tendón del cuádriceps. Al mismo tiempo se produce un fenómeno de báscula por el cual la “faceta impar” pasa a ser la cara

interna y toma contacto con el cóndilo femoral interno (Sanjuan-Cerveró et al, 2005a).

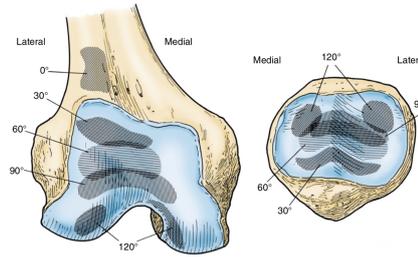


Fig. 18. Áreas de contacto fémoro-patelares (Imagen tomada de Aglietti et al, 1975).

Cinética de la rodilla

La cinética se encarga de analizar movimientos bajo la influencia de fuerzas, es decir, toma en consideración también las causas del movimiento.

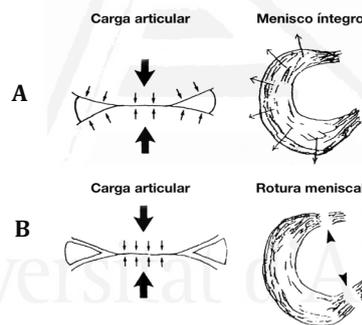


Fig. 19. Distribución de cargas. **A)** Integridad meniscal. **B)** Rotura meniscal (Imagen modificada de Messner et al, 1998).

La articulación de la rodilla está sometida a las cargas soportadas por el pie durante su contacto con el suelo en todas las formas de deambulación, además de soportar fuerzas y momentos necesarios para contrarrestar las fuerzas de inercia durante la fase de balanceo de la marcha (Insall et al, 2006). La rodilla es una articulación que trabaja en compresión. Las fuerzas que actúan a nivel del fémur proximal, se concentran en sus corticales diafisarias, y se transmiten hacia los cóndilos femorales, meniscos y ambas mesetas tibiales. Los meniscos, interpuestos entre ambas estructuras óseas, desempeñan un papel importantísimo no sólo en la transmisión, sino en la amortiguación de parte de las fuerzas que se transmitirán a la tibia. La adaptación de los meniscos a la forma de las superficies articulares

aumenta considerablemente el área de contacto en la zona de transmisión, con lo que disminuye la magnitud de la compresión por unidad de superficie que actúa sobre el cartílago articular (Fig. 19).

El menisco lateral cubre, aproximadamente, el 80% del platillo tibial y el medial alrededor del 60% de su platillo, lo que representa que, en una rodilla en carga, el 70% y el 50% de las fuerzas de los lados respectivos se transmiten a través de los correspondientes fibrocartílagos (Messner et al, 1998).

Un completo análisis estático de las fuerzas que participan en la rodilla sería extraordinariamente complejo (Proubasta et al, 1997), por lo que simplificado las principales fuerzas actuantes son tres: el peso del cuerpo (P), fuerza de reacción del suelo y fuerza del tendón rotuliano (Fig. 20).

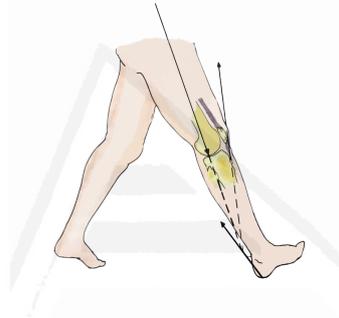


Fig. 20. Diagrama de fuerzas sobre la rodilla (Imagen tomada de Insall et al, 2006).

En bipedestación con apoyo bipodal, la carga soportada por cada rodilla es de aproximadamente el 43% del peso corporal y las fuerzas musculares que actúan sobre ellas son prácticamente despreciables. Sin embargo, durante el apoyo monopodal (Fig. 21), la rodilla soporta el 93% del peso del cuerpo, pero estas fuerzas están incrementadas por la acción de la musculatura lateral del muslo (ML), que tiene que neutralizar la tendencia del cuerpo a caer hacia el lado sin apoyo. Esta fuerza muscular tiene que ser superior a la que ejerce la gravedad sobre el cuerpo, puesto que actúa con un brazo de palanca inferior. La fuerza transmitida por la rodilla (R), es la resultante de las fuerzas P y ML, que actúan medial y lateralmente, cuyos momentos son iguales. Cuando la fuerza R se desplaza medialmente, como sucede al aumentar la fuerza P, disminuir la ML, o aumentar la distancia entre el eje de gravedad y la rodilla (genu varo), se sobrecarga el platillo tibial interno, lo que se traduce en una remodelación estructural del hueso esponjoso subcondral, apreciable incluso radiológicamente. Por el contrario, si la fuerza R se desplaza

lateralmente, como al aumentar la fuerza ML, o disminuir la distancia entre la línea de gravedad y la rodilla (genu valgo), es la parte externa de la meseta tibial la que se sobrecarga. Si, en cualquier caso, consideramos el apoyo monopodal durante la marcha, carrera o salto, o cualquier actividad habitual como subir o bajar escaleras, se deben contemplar las fuerzas de inercia resultantes de las aceleraciones positivas y negativas, con lo cual las sollicitaciones mecánicas que gravitan sobre la rodilla pueden representar hasta seis veces el peso del individuo.

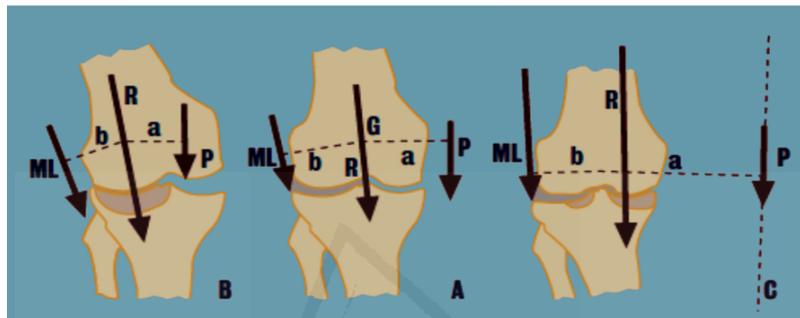


Fig. 21. Diagrama de fuerzas actuantes sobre la rodilla en apoyo monopodal. **A)** Rodilla normal. **B)** Genu valgo. **C)** Genu varo. (P) peso corporal (ML) musculatura lateral del muslo, (R) resultante de fuerzas (Imagen modificada de Domenech et al, 2011).

La rótula, situada entre el tendón del músculo cuádriceps y el tendón rotuliano, se halla sometida a fuerzas de tracción en su circunferencia y de compresión en su cara posterior. La principal función de la rótula consiste en aumentar el brazo de palanca de la fuerza del músculo cuádriceps. También centraliza las fuerzas divergentes de los cuatro componentes de dicho músculo y las transmite al tendón rotuliano, que está sometido a fuerzas de tracción entre la rótula y la tuberosidad tibial anterior. Debido al bajo coeficiente de fricción del cartílago articular, se ha asumido que la rótula actúa como una polea sin fricción (Fig. 22) y, por tanto, la fuerza del cuádriceps (FQ) sería igual a la del tendón rotuliano (FL). La magnitud de los vectores FQ y FR puede variar según el grado de flexión de la rodilla; ello sugiere que la rótula se comporta como una palanca, cuyos brazos – tendón del cuádriceps y rotuliano – ajustan su longitud, dirección y tensión a los diferentes grados de flexión de la articulación. La rótula es comprimida contra el fémur con una fuerza que es la resultante de las tensiones que soportan ambos brazos de la palanca, cuya magnitud es igual y opuesta a la fuerza de reacción fémoro-rotuliana (FRFR).

Ésta fuerza FRFR aumenta conforme se flexiona la rodilla, siendo máxima a los 80° y disminuyendo a partir de los 90° debido a que a partir de los 90° el tendón del cuádriceps entra en contacto con la tróclea femoral actuando como una segunda polea. Debido a las altas presiones que soporta la rótula, su cartílago hialino es muy grueso (el más grueso del organismo). La carilla lateral es la que soporta más presión.

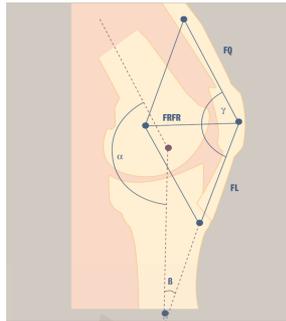


Fig. 22. Diagrama de fuerzas actuantes sobre la rótula en extensión y en flexión de rodilla (Imagen tomada de Domenech et al, 2011).

Clínicamente es de gran utilidad el denominado “ángulo Q”, definido como el ángulo que forman los ejes longitudinales del tendón cuadricipital y del ligamento rotuliano (Fig. 23). Su valor normal oscila entre $14\pm 3^\circ$ en hombres y de $16\pm 3^\circ$ en mujeres (Fig. 24).



Fig. 23. Ángulo Q: entre los ejes del tendón rotuliano (TR) y el tendón del músculo cuádriceps (TC) (Elaboración propia).

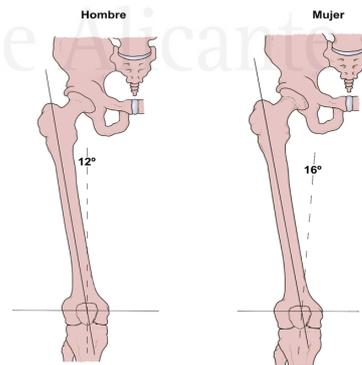


Fig. 24. Variaciones del ángulo Q según el sexo. (Elaboración propia).

Cuando la rodilla se flexiona disminuye, hasta llegar a 0° con la flexión de 90°. Aumenta con la extensión, sobre todo con la rotación externa de la tibia. Cuanto

mayor es el ángulo Q , mayor es la tendencia de la rótula a ser desplazada lateralmente. A este efecto se opone la orientación de la vertiente externa de la rótula y la contracción de las fibras más distales del vasto interno.



Universitat d'Alacant
Universidad de Alicante



Universitat d'Alacant
Universidad de Alicante

2.2. LA ARTROSIS DE RODILLA

La artrosis es una artropatía degenerativa, inflamatoria y crónica, representando una de las enfermedades musculoesqueléticas más prevalentes. Puede afectar a diferentes articulaciones, siendo la rodilla una de las localizaciones más habituales. La artrosis de rodilla es la principal causa de discapacidad a nivel mundial por afectación de extremidades inferiores en adultos mayores de 50 años (Global Burden of Disease Study, 2016).

Ya en el año 1743, Hunter la describió con el término “artritis seca”, experimentando su definición cambios notables. En la actualidad, siguiendo las recomendaciones de la Academia Americana de Reumatología, se le ha dado por consenso el nombre de “artritis hipertrófica” u “osteoartritis” (OA), aunque en nuestro país se sigue denominando artrosis.

La OA es el resultado de los procesos biológicos y mecánicos que desestabilizan el equilibrio normal entre la degradación y la síntesis de los condrocitos del cartílago articular, la matriz extracelular y el hueso subcondral incluyendo un proceso inflamatorio de los tejidos blandos que rodean a la articulación. Estos cambios conducen a la fibrilación, ulceración y pérdida definitiva del cartílago articular, con la consiguiente esclerosis y eburnación del hueso subcondral, desarrollo de osteofitos y quistes subcondrales, parámetros anatomopatológicos que caracterizan a esta enfermedad.

La OA afecta a todas las poblaciones y su incidencia aumenta con la edad. En España, la OA de rodilla, presenta una prevalencia en la población general del 10,2% y está relacionada con más del 50% de las incapacidades laborales (Carmona et al, 2001).

Su patogénesis no está completamente esclarecida, siendo mucho más compleja que un simple proceso degenerativo, interviniendo desde factores biomecánicos, a numerosos mediadores proinflamatorios y proteasas. Dado que la OA tiene un desarrollo progresivo en el transcurso del tiempo, y que en alrededor del 50% de los pacientes los síntomas no se correlacionan con las alteraciones radiológicas, es fundamental conocer los factores de riesgo que pueden interactuar e incrementar el desarrollo o progresión de la enfermedad. Entre ellos, los más

habituales son la edad, el sexo femenino, la obesidad, factores genéticos, traumatismos articulares directos y las alteraciones en la alineación del eje de los miembros (Benito et al, 2000).

El componente genético tiene una baja asociación con la OA de rodilla, a diferencia de lo que ocurre en otras articulaciones, como la cadera o las manos (Bijlsma et al, 2011). Las alteraciones del peso han sido consistentemente relacionadas con la OA de rodilla, describiéndose una razón de probabilidad de 2,18 para personas con sobrepeso y 2,96 para obesos (Blagojevic et al, 2010). Mientras que la actividad física no ha logrado ser identificada como un factor de riesgo para el inicio o la progresión de la OA de rodilla, las lesiones articulares previas se reconocen como capaces de condicionar el desarrollo del fenómeno degenerativo articular (Richmond et al, 2013). Los pacientes que presentan una desaxación de los miembros inferiores no presentan un factor de riesgo de desarrollarla, aunque sí de progresión de una artrosis ya presente. La meniscectomía mayor al 30% y la rotura del LCA, condicionan un riesgo relativo del orden de 7 y 5 veces respectivamente, produciendo una OA postraumática precoz (Friel et al, 2013).



Fig. 25. Radiografías simples de rodilla con artrosis tricompartmental por genu varo. **A)** Proyección anteroposterior, **B)** Proyección lateral, **C)** Proyección axial. (Imagen de elaboración propia).

El diagnóstico de la OA de rodilla es principalmente clínico, manifestando el paciente dolor, limitación de la movilidad e impotencia funcional, pudiendo dificultar el desarrollo de las actividades diarias e inducir negativamente en el estado de ánimo, con una percepción de salud regular o mala. Cuando los cambios involutivos del cartílago hialino articular son considerables, el hueso subcondral responde esclerosándose y formando osteofitos marginales con la consecuente

traducción radiológica (Fig. 25). Aunque en ocasiones, no existe una correlación directa entre el grado de deterioro articular radiológico y la presentación clínica de los pacientes (Adams et al, 2012).

Se puede clasificar en primaria o idiopática (alrededor del 70% de las OA de rodilla) y secundaria. La artrosis primaria es una enfermedad degenerativa poliarticular de origen desconocido que puede estar activa en grado variable en diferentes articulaciones y que ocurre rara vez antes de los 35 años. La artrosis secundaria suele ser una enfermedad monoarticular debida a múltiples causas, en la cual la reacción de la articulación a ciertas alteraciones como las fracturas, produce una incongruencia de sus superficies. El estadio final de ambos tipos puede ser el mismo, pero la progresión de la artrosis primaria suele ser más lenta. Radiológicamente la OA de rodilla se clasifica en 5 grados según lo descrito por Kellgren-Lawrence (Kellgren et al, 1957) (Tabla 1), existiendo además otras clasificaciones descritas, como la de Ahlbäck et al (1968).

Tabla 1. Clasificación radiológica de la OA según Kellgren-Lawrence.

Grado	Características radiográficas
0	Normalidad
I	Dudoso estrechamiento del espacio articular. Posible osteofitosis.
II	Posible estrechamiento del espacio articular. Osteofitosis.
III	Estrechamiento evidente del espacio articular. Osteofitosis moderada múltiple. Esclerosis subcondral. Posible deformidad de los extremos óseos.
IV	Marcado estrechamiento del espacio articular. Abundantes Osteofitos. Importante esclerosis subcondral. Deformidad de los extremos óseos.

Hasta el conocimiento actual no existe un tratamiento conservador de la OA demostrado capaz de detener o disminuir el avance de su progresión (Mora et al, 2018). Existen una serie de intervenciones que se han postulado como efectivas para la disminución de la sintomatología y la mejora funcional, presentando evidencia sólida de su utilidad la disminución de peso (Richette et al, 2011) y la actividad física aeróbica de bajo impacto asociada a fisioterapia articular (Golightly

et al, 2012). En relación con los tratamientos farmacológicos disponibles es fundamental diferenciar entre los que poseen un fin netamente analgésico (antiinflamatorios no esteroideos, acetaminofén, opioides y corticoides intraarticulares) de los que se proponen como condroprotectores o moduladores de la enfermedad (fármacos sintomáticos de acción lenta, ácido hialurónico y plasma rico en plaquetas).

Antes de indicar la intervención quirúrgica, es necesario agotar las medidas terapéuticas conservadoras siendo útil el uso de un bastón en la mano contralateral a la articulación afecta, ya que por efecto palanca permite descargar la carga efectiva hasta un 50% de la que recibe normalmente, y además reduce el riesgo de caídas.

Las opciones quirúrgicas se plantean cuando los tratamientos conservadores han mostrado su ineficacia para resolver el dolor y la discapacidad funcional, y van desde la cirugía artroscópica, las osteotomías y las prótesis unicompartmentales, hasta la artroplastia total de rodilla, estableciéndose la artrodesis como técnica de salvamento ante fracasos de artroplastias o complicaciones complejas (Miralles-Muñoz et al, 2014) (Fig. 26).

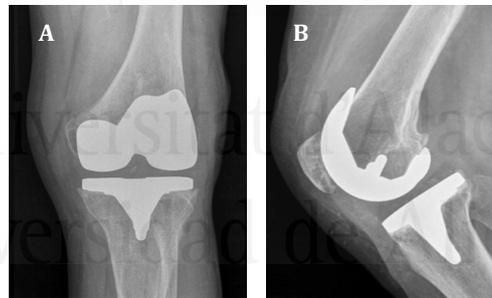


Fig. 26. Artroplastia total de rodilla. **A)** Proyección anteroposterior, **B)** Proyección lateral. (Imagen de elaboración propia).

Las alternativas protésicas son actualmente la solución más aceptada en la literatura para la OA de rodilla registrándose un aumento del 170% en la última década, siendo la tasa de ATR de 8,7 por cada 1.000 habitantes, con una incidencia mayor en las pacientes de sexo femenino (1,5:1). Por otro lado, la supervivencia del implante ha mejorado considerablemente en los últimos años, con tasas de revisión inferiores al 10% y excelentes resultados funcionales en estudios con seguimientos a 15 años (Singh, 2011; Martínez-Figueroa et al, 2015).

2.3. LA ARTROPLASTIA TOTAL DE RODILLA

La artroplastia total de rodilla (ATR) supone el reemplazo de la articulación de la rodilla por un mecanismo protésico (Fig. 27). Es hoy en día una de las intervenciones más eficaces y consolidadas en el campo de la cirugía ortopédica proporcionando un alivio del dolor y una recuperación de la función en la mayoría de los pacientes con artrosis de rodilla avanzada, estando indicada en estos pacientes cuando fracasan las medidas terapéuticas no quirúrgicas.



Fig. 27. Componentes de la artroplastia total primaria de rodilla. (Cortesía del fabricante, MBA Surgical Empowerment).

2.3.1. EVOLUCIÓN DEL DISEÑO PROTÉSICO

En el siglo XIX, data la primera modificación de la superficie articular de la rodilla para aliviar el dolor y mejorar la función de la rodilla. En 1860, Verneuil sugirió la interposición de tejidos blandos para reconstruir la superficie articular de una articulación, siendo sus resultados decepcionantes (Verneuil, 1860). Posteriormente, en 1861, Ferguson reseco todas las superficies osteocondrales de la articulación de la rodilla, obteniendo como resultado un aumento de la movilidad carente de estabilidad (Ferguson, 1861).

Uno de los primeros reemplazos totales de rodilla data de 1890, cuando Theophilus Gluck diseñó una prótesis de rodilla con bisagras de marfil fijada con yeso. A pesar de ser un concepto revolucionario, la prótesis fracasó por altas tasas de aflojamiento e infección.

Más tarde en 1951, Waldius desarrolló una bisagra hecha de acrílico y posteriormente, en 1958, en cromo-cobalto (Waldius, 1960), la cual se usó hasta

principios de 1970 junto con otros diseños tipo bisagra como la de Shiers en Reino Unido y la prótesis Guepar en Francia (Shiers, 1954; Deburge et al, 1979).

La era del reemplazo condilar comenzó a principios de los años setenta, que a diferencia de las prótesis tipo bisagra, no eran constreñidos, requiriendo resecciones óseas menores y de instrumentación para equilibrar los tejidos blandos. Uno de los primeros implantes no constreñidos fue diseñado por Gunston (Gunston, 1971).

Freeman y Swanson, fueron pioneros en los diseños iniciales de la cirugía protésica de rodilla, diseñando un implante conocido inicialmente como Freeman-Swanson y posteriormente como ICLH, el cual, requería de la resección de ambos ligamentos cruzados para corregir grandes deformidades y maximizar el área de contacto entre los componentes para reducir el desgaste. Aunque la prótesis ICLH tenía numerosos inconvenientes, como la imposibilidad de recambiar la rótula, la escasa estabilidad medial-lateral, y una fijación tibial precaria, los conceptos revolucionarios de Freeman en técnicas quirúrgicas abrieron nuevos horizontes al cirujano ortopédico (Freeman et al, 1973).

En 1971, Walker, Insall y Ranawat, desarrollaron la prótesis “Duocondylar”, la cual no fue un verdadero diseño condilar ya que no disponía de escudo femoral anterior y los componentes tibiales no estaban unificados, conservando ambos ligamentos cruzados y fijación con cemento (Ranawat et al, 1985). La investigación posterior en la rodilla “Duocondylar”, fue la que condujo al sistema de calificación de discapacidad de rodilla, que posteriormente se conocería como el sistema de clasificación de rodilla del Hospital for Special Surgery (HSS) finalmente modificada y adoptada por la Knee Society como Knee Society Scores para dolor y función (Insall et al, 1989).

Tres años después, este modelo fue modificado por Walker e Inglis, incluyendo la articulación patelofemoral con conservación del LCP para abordar el problema del dolor femoropatelar. Este diseño fue conocido como “Duopatellar”, predecesor de muchos diseños de rodilla con conservación del ligamento cruzado posterior (prótesis de rodilla CR: cruciate retaining) (Fig. 28) (Ranawat, 2002).

De forma paralela, Walker, Ranawat e Insall, tras observar la necesidad de diseñar un modelo protésico más estable que los modelos predecesores, diseñaron la prótesis de rodilla “Total Condylar”, con dos superficies condilares simétricas, y

con una superficie articular de polietileno, convirtiéndose en uno de los primeros diseños con resultados predecibles y duraderos (Ranawat et al, 1985; Ranawat, 2002; Insall et al, 1989). La implantación de la prótesis Total Condylar requería sacrificar ambos ligamentos cruzados y cementación para la fijación de sus componentes.

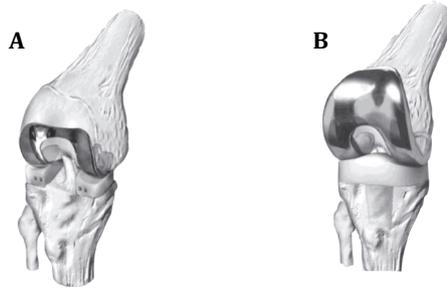


Fig. 28. A) Prótesis de rodilla "Duocondylar". B) Prótesis de rodilla "Duopatellar" (Imagen modificada de Comitini et al, 2015).

Sin embargo, el desplazamiento femoral anterior, observado durante la flexión y la limitación de la movilidad de la rodilla motivaron que años más tarde, Insall y Burstein modificaran el diseño protésico con el fin de corregir la subluxación femoral anterior, añadiendo un tetón central en el inserto tibial de polietileno, que engranaba sobre una leva en el componente femoral en flexión media (Insall, 1982). Este mecanismo suplía la función del LCP, permitiendo el fenómeno del "roll-back" y con ello, mayor flexión de la rodilla (Prótesis de rodilla PS: Posterior Stabilized). (Fig. 29).

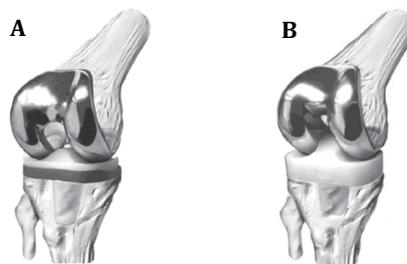


Fig. 29. A) Prótesis de rodilla "Total Condylar". B) Prótesis de rodilla "Insall-Burstein I" (Imagen modificada de Imagen modificada de Comitini et al, 2015).

Una investigación realizada en el HSS, condujo al uso generalizado de la bandeja metálica tibial en la mayoría de los diseños de rodilla (Bartel et al, 1982).

En 1980, Hungerford fue el primero en diseñar una prótesis con fijación no cementada, donde los componentes estaban revestidos de titanio, material que favorecía la osteointegración y la fijación directa del implante (Hungerford et al, 1982).

2.3.2. TIPOS DE PRÓTESIS

Desde el inicio de la utilización en cirugía ortopédica de las prótesis totales de rodilla, el objetivo principal de las mismas ha sido conseguir una biomecánica que permita conseguir una función articular de la rodilla lo más cercana al movimiento natural con un mínimo de problemas derivados del sistema.

Las artroplastias totales de rodilla pueden clasificarse según varios criterios, pero todas ellas pueden encuadrarse según el tipo de diseño de la misma o de alguno de sus componentes, o según el tipo de fijación. En la tabla 2 se exponen los principales tipos de artroplastia que, según determinadas circunstancias, pueden implantarse en la actualidad.

Tabla 2. Tipos de artroplastia total de rodilla.

Tipos de artroplastia total de rodilla		
DISEÑO	Conservación o no del LCP	CR (conserva LCP)
		PS (sacrifica LCP)
	Grado de restricción del movimiento	No constreñida
		Semiconstreñida
		Constreñida
	Movilidad del inserto de PE	PE fijo
		PE móvil
	Contacto entre superficies articulares	Congruentes
Ultracongruentes		
FIJACIÓN	Cementada	
	No cementada	

(LCP: Ligamento Cruzado Posterior. PE: Polietileno).

2.3.3. MATERIALES DE LOS COMPONENTES PROTÉSICOS

Generalmente, el componente femoral es de «Vitallium®» (65% cobalto, 30% cromo, 5% molibdeno), el platillo tibial de aleación de titanio (Ti6Al4V) y el componente rotuliano y el inserto acoplado a la bandeja tibial son de PE de ultra alto peso molecular.

Las ventajas de las aleaciones de cromo-cobalto son las de ofrecer una buena resistencia a fractura, fatiga y desgaste y de ser, tras las aleaciones de titanio, las más resistentes a la corrosión.

El titanio posee un módulo de elasticidad más cercano al hueso que las aleaciones de cromo-cobalto y una mayor biocompatibilidad, pero presenta menor resistencia al desgaste por fricción por lo que no se recomienda en las superficies convexas (cóndilos femorales) de rozamiento de las artroplastias.

2.3.4. MÉTODOS DE FIJACIÓN

La utilización de componentes cementados o no cementados en la artroplastia presenta diferentes ventajas e inconvenientes. Algunas de ellas son fundamentalmente teóricas y la mayor parte están relacionadas con aspectos de la técnica quirúrgica.

Con los componentes cementados, se utiliza polimetilmetacrilato o cemento óseo, que penetra en las cavidades del hueso esponjoso, constituyendo una interfase robusta y fijando el implante al hueso esponjoso y cortical. Los componentes no requieren de un contacto estrecho entre el implante y el hueso, por lo que la técnica quirúrgica es menos exigente. Además, en pacientes con riesgo elevado de infección, el cemento puede ser mezclado con antibióticos locales.

Los componentes no cementados, mediante la implantación a presión (“press-fit”), proporcionan una fijación estable inmediata, imprescindible para que se produzca un crecimiento óseo entre el recubrimiento poroso de hidroxiapatita, que por sus características osteoconductoras, permite una estabilización tardía. El implante está en íntimo contacto con el hueso cruentado, consiguiendo así la fijación biológica por osteointegración, favoreciendo la supervivencia del implante.

2.3.5. CONSERVACIÓN O NO DEL LIGAMENTO CRUZADO POSTERIOR

Los argumentos fundamentales para reseca el LCP, invocados por Insall en los años 70, estaban basados principalmente en consideraciones técnicas para permitir correcciones más sencillas de deformidades fijas, especialmente en rodillas constreñidas además de exposiciones más extensas para conseguir mayor precisión en el posicionamiento de los componentes. La extirpación de los cruzados permite un ajuste más preciso de la articulación, aumentando de esta manera el área de contacto.

Sin un LCP funcional o un mecanismo que lo sustituya, no se produciría el retroceso del componente femoral, limitando teóricamente la flexión final de la rodilla como se observó con la prótesis Condilar Total. Además, un desequilibrio en la flexo-extensión puede resultar en una laxitud antero-posterior y conducir a una inestabilidad sintomática. La resección del LCP requiere una adaptación mayor de las superficies articulares, pudiendo provocar de forma teórica un estrés en las superficies de contacto hueso-cemento-prótesis, lo cual originaría a medio plazo un aflojamiento de los componentes.

Para suplir la función del LCP, se diseñó la ATR PS. Los diseños clásicos presentaban un poste central de PE en el componente tibial, que se alojaba en un cajetín central en el componente femoral. La función del poste central de PE que presenta una vertiente posterior vertical, es hacer tope en la cara posterior del cajetín femoral dotada de un “eje” cilíndrico o “leva” ,a partir de los 60º de flexión, facilitando el desplazamiento femoral posterior con la flexión progresiva (“roll-back”) (Cordero-Ampuero, 2008).



Fig. 30. PE con poste central y componente femoral con leva posterior (Imagen modificada cortesía de fabricante, Surgival, España).

Se han desarrollado diferentes evoluciones técnicas (Fig. 30) que aplican el mismo principio de estabilización posterior, así en la actualidad, existen diseños protésicos en los que el poste original de PE, se ha sustituido por una elevación de contornos suaves situada en la región anterior y central del polietileno, el cual contacta y hace tope con el componente femoral a partir de diferentes grados de flexión (Dejour et al, 1999).

Las prótesis con PE ultracongruente (alta concavidad central y labio posterior elevado), se han diseñado como solución intermedia para impedir la subluxación posterior (Hoffmann et al, 2000).

Los defensores de la conservación el LCP, utilizando diseños de ATR tipo CR (Fig. 31), argumentan que esta preservación tiene la ventaja de mantener la línea articular además de conservar alguna función propioceptiva en la rodilla con respecto a los modelos que lo sustituyen (Barret et al, 1991; Warren et al, 1993). Argumentan también una rodadura femoral más fisiológica y una mejora en la transmisión de cargas a la tibia, reduciendo así el estrés en las superficies de contacto, alegando un patrón de marcha más normal y eficiente, especialmente al subir escaleras (Dennis et al, 1998).

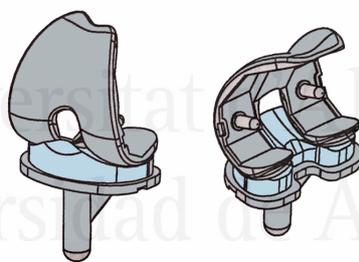


Fig. 31. Artroplastia total de rodilla CR “Cruciate Retaining”
(Imagen modificada cortesía de fabricante, SAMO, Italia).

Obviamente, para obtener las ventajas de conservar el LCP, es necesario restaurar sus propiedades mecánicas (dirección y tensión), requiriendo de una técnica quirúrgica con un equilibrado de partes blandas más difícil. Un LCP incompetente, como consecuencia de la cirugía o por deterioro progresivo postoperatorio, puede provocar un aumento de laxitud anteroposterior (Pagnano et al, 1998) pudiendo provocar sintomatología clínica, especialmente al subir y bajar escaleras. En cambio, un exceso de tensión del LCP, provoca una limitación del grado de flexión de la rodilla y a medio plazo un aumento del desgaste del polietileno en

su tercio posterior debido al aumento de presión (Jacobs, 2005; Christen et al, 2007; Shoifi-Abubakar et al, 2016).

Así pues, los argumentos a favor de conservar el LCP son:

- Aumento del «roll-back» femoral.
- Estabilidad inherente.
- Mejora en la propiocepción.
- Mejora de la cinemática de la rodilla.

Los defensores de la resección del LCP, utilizando diseños de ATR tipo PS (Fig.32), argumentan que la eliminación del LCP, simplifica enormemente la corrección de deformidades, permitiendo menores resecciones de hueso tibial. También argumentan, que permite implantar prótesis con mayor conformidad articular y por tanto, con mejores características de desgaste del polietileno (Freeman et al, 1998). Montgomery et al (1993), publicaron una incidencia del 2% de rotura tardía del LCP en una serie de 150 ATR.

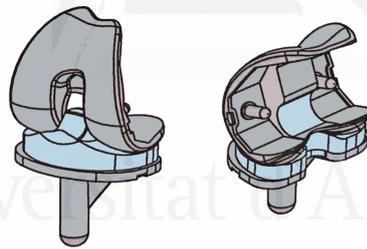


Fig. 32. Artroplastia total de rodilla PS “Posterior Stabilized”
(Imagen modificada cortesía de fabricante, SAMO, Italia).

Se ha analizado el movimiento real de diferentes modelos protésicos de rodilla en condiciones fisiológicas observando que el teórico “roll-back” femoral, se aprecia en pocos pacientes con ATR CR (Dennis et al, 1998; Kim et al, 1997), y paradójicamente, muchos de ellos presentan un desplazamiento anterior de los cóndilos con la flexión progresiva (“roll-back” invertido o paradójico), siendo más evidente con polietilenos menos congruentes (Dennis et al, 2003; Stiehl et al, 1995). Las consecuencias adversas pueden incluir una disminución de la flexión, una reducción de la eficiencia del cuádriceps y el desgaste del polietileno tibial posterior. En base al conocimiento actual, parece que la sustitución del LCP resulta más fiable en la cinemática deseable después de una ATR (Dennis et al, 1998). Sin embargo, el

éxito de utilizar estas técnicas para restaurar la cinemática normal de la rodilla aún no ha sido probado.

Numerosos estudios demuestran una flexión media de 100° a 115° con ambos tipos de prótesis (Becker et al, 1991). Algunos autores defienden un mejor arco de movilidad con los diseños CR, mientras que otros lo afirman con modelos PS (Dennis et al, 1998), no existiendo consenso sobre la superioridad de un modelo frente al otro. En la práctica clínica diaria, el arco de movilidad final parece más dependiente de la movilidad preoperatoria, tamaño de los cóndilos posteriores, técnica quirúrgica, calidad de la rehabilitación e incluso de la personalidad del paciente, pero esto está muy discutido.

Así pues, los argumentos a favor de reseca del LCP son:

- Mayor conformidad articular.
- Mejora en la flexión y habilidad en las escaleras.
- Cinemática más predecible.
- Rangos menores de rotación axial y traslación condilar.

Todos los pacientes sometidos a ATR presentan un riesgo de complicaciones tanto locales como generales. No obstante, se cree que ciertas complicaciones son más frecuentes en pacientes sometidos a ATR PS, incluyendo:

- Fracturas intercondíleas.
- Fracturas de rótula.
- Síndrome del clunk femoropatelar.
- Luxaciones.

Para implantar una ATR PS es necesario tallar un cajetín en el hueso intercondíleo, que requiere de gestos quirúrgicos que prolongan la cirugía, especialmente en rodillas de tamaños pequeños y/o hueso osteoporótico, conllevando un cierto riesgo de fractura intraoperatoria de los cóndilos femorales. Además, en caso de fracaso protésico y necesitar el paciente de un recambio protésico, el déficit óseo tras la retirada de una ATR PS siempre es mayor.

Tras reseca el LCP, debido a la falta de tensión articular, se tiende a utilizar PE más gruesos para mejorar la estabilidad medio-lateral, lo cual conlleva una elevación de la interlínea articular que puede provocar dolor y complicaciones

femoropatelares además de limitaciones del rango de movilidad (Martin et al, 1990). Mihalko et al (1999), observaron que tras reseca el LCP, se incrementa en aproximadamente 5 mm el gap en flexión, argumentando los defensores del modelo PS, que dicho aumento sólo es clínicamente significativo a partir de 8 mm (Migaud et al, 2003).

Se ha descrito hasta el 1 al 3% de fracturas de rótula en pacientes con ATR PS, pero esta mayor incidencia parece guardar más relación con la instrumentación patelar que con el propio diseño PS (Larson et al, 1999).

El síndrome del clunk femoropatelar hace referencia a un chasquido audible y palpable en la región anterior de una ATR secundario al crecimiento de un nódulo fibroso en la unión del polo rotuliano proximal con el tendón del cuádriceps el cual, en flexión permanecería en el surco intercondíleo y al extender la rodilla se expulsaría, provocando el chasquido. Se ha descrito con mayor frecuencia en ATR PS en el orden del 1 al 3,5% de los pacientes (Lucas et al, 1999).

La incidencia de luxación de la rodilla es ATR PS es más elevada pudiendo llegar a ser del 0,3 al 5% (Hossain et al, 2001).

En determinadas situaciones preoperatorias parece haber consenso, a la luz de los resultados publicados, utilizar ATR PS. Estos son:

- Deterioros articulares secundarios a artropatías inflamatorias como la artritis reumatoide, en la que por su propia evolución fisiopatológica va a determinar una inestabilidad tardía por laxitud progresiva de los ligamentos (Laskin et al, 1997).
- Pacientes intervenidos previamente mediante patelectomía (Paletta et al, 1995).
- Rodillas con deformidades en el plano coronal en los que existe un deterioro grado IV de Ahlbäck (hundimiento igual o mayor a 1 cm) o grado V (subluxación) (Booth, 1999).
- Rodillas con deformidades en el plano sagital con deformidades en flexo mayores de 15º y en mesetas tibiales con inclinación posterior superior a los 10º (Laskin et al, 1997; Waslewski et al, 1998).

2.3.6. BIOMECÁNICA DE LA PRÓTESIS DE RODILLA

Diseño protésico

A diferencia de una rodilla anatómica en la que los cóndilos femorales son ovoideos y asimétricos en anchura y altura, lo que condiciona sus características cinemáticas, en la artroplastia se tiende a simplificar la geometría de los cóndilos, de manera que se diseñan de forma simétrica (Fig. 33).

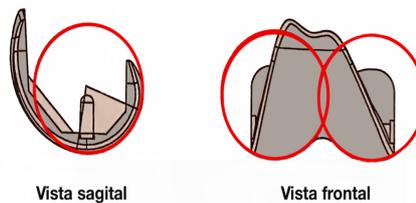


Fig. 33. Componente femoral con radio sagital y anteroposterior constante (Imagen modificada cortesía de fabricante, SAMO, Italia).

En general, existe derecho e izquierdo y suelen ser de radio sagital femoral constante, con gran conformidad durante la flexión. Se han diseñado componentes femorales con radios de curvatura múltiples, con el fin de incrementar la flexión sin aumentar las fuerzas de contacto en el PE durante la flexión extrema, aunque ciertos estudios no han demostrado una mayor movilidad de la artroplastia con componentes de radios múltiples (Kim et al, 2009a; Seon et al, 2009). Collados-Maestre et al (2016) observaron mejores resultados con el componente CR de radio sagital constante, recomendando su uso.

Visto desde el plano frontal, el componente presenta dos cóndilos de perfil circular, con un radio de curvatura análogo al sagital, esto permite que cuando uno de los cóndilos se lateraliza, fenómeno conocido como “lift-off”, la esfericidad en el plano frontal permite mantener un área de contacto elevada entre el cóndilo inclinado y el inserto tibial.

La cara anterior femoral, presenta un surco rotuliano, también llamado troclear, inclinado lateralmente con respecto al plano sagital con una sección adaptada para articular con la rótula tanto natural como protésica. El borde anterolateral del surco rotuliano es más alto que el medial para ofrecer una mayor resistencia a la luxación lateral de la patela.

El componente femoral de la versión PS, presenta una cavidad que articula con un poste presente en la zona central del PE tibial. La forma cerrada de la cavidad, impide el paso de detritus de PE desde la zona de contacto y del poste tibial a la zona de hueso resecaado, reduciendo el riesgo de osteolisis.

A nivel tibial, se dispone de 2 componentes ensamblados entre sí. Un platillo tibial metálico cuya finalidad es la fijación al hueso, y un inserto de PE conformado mediante 2 convexidades medial y lateral para adaptarse a los cóndilos femorales durante la flexión de la rodilla permitiendo un movimiento de traslación y rotación dirigido (Fig. 34). La fijación entre el inserto de plástico y el platillo tibial, se realiza generalmente por el sistema “full-captured” a través de un borde continuo del platillo en forma de “vasija”.

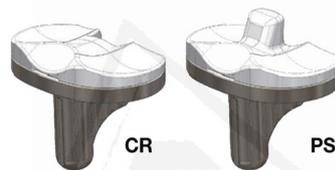


Fig. 34. Componente tibial CR y PS para artroplastia total de rodilla primaria (Imagen modificada cortesía de fabricante, SAMO, Italia).

Las prótesis con conservación del LCP presentan un grado de incongruencia en el plano sagital, dado que la superficie tibial debe permanecer relativamente plana para permitir el fenómeno de roll-back femoral sin someter al LCP a excesiva tensión.

El componente rotuliano está realizado íntegramente en polietileno, es del tipo de recubrimiento y de superficie convexa con diseño axial asimétrico para articular con el surco anterior del componente femoral (Fig. 35).

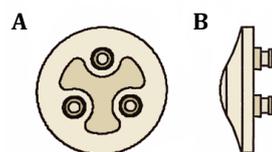


Fig. 35. Componente rotuliano, A) vista postero-anterior y B) vista sagital (Imagen modificada cortesía de fabricante, SAMO, Italia).

Estabilidad comparativa entre rodilla anatómica y protésica

La estabilidad de la rodilla está determinada por la cápsula articular, los ligamentos cruzados, las estructuras ligamentosas periarticulares, la musculatura y la alineación longitudinal y rotacional de la rodilla.

Al igual que en la rodilla anatómica, es imprescindible la actuación de los ligamentos colaterales y del aparato extensor. La ausencia del ligamento cruzado posterior puede suplirse con el sistema poste-leva. (Fig. 36).

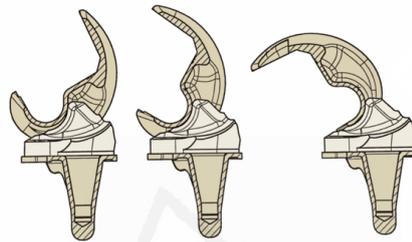


Fig. 36. ATR PS. Incorporación de un pivote central en el inserto de polietileno encargado de realizar tope con un sistema de leva en el componente femoral, para suplir la función del LCP (Imagen modificada cortesía de fabricante, SAMO, Italia).

La desalineación de los componentes protésicos, puede conllevar diversos problemas como inestabilidad femorotibial, inestabilidad femorotuliana, fractura de rótula, rigidez, aumento del desgaste del PE y aflojamiento del implante. En una rodilla normal, la superficie articular de la tibia forma un ángulo de aproximadamente 3 grados de desviación en varo con respecto al eje mecánico, y la superficie articular del fémur forma un ángulo de desviación en valgo de aproximadamente 9 grados. En consecuencia, los componentes tibiales en general se implantan perpendiculares al eje mecánico de la tibia en el plano coronal, con diversos grados de inclinación posterior en el plano sagital, según su diseño articular. El componente femoral suele implantarse con 5 ó 6 grados de valgo, desviación necesaria para restablecer un eje mecánico neutro de la extremidad. Para obtener una tensión equilibrada de los ligamentos colaterales medial y lateral con la rodilla en flexión, debe rotarse externamente el componente femoral aproximadamente 3 grados en relación con el eje posterior de los cóndilos femorales.

Cinemática comparativa entre rodilla anatómica y protésica

El movimiento principal de la rodilla es la flexo-extensión, asociado a movimientos de rotación dada la asimetría de los cóndilos femorales. El fémur rota externamente cuando se flexiona de 45° hasta los 120° (Pinskerova et al, 2004). Con la extensión completa, los movimientos de rotación no pueden realizarse por la tensión de los ligamentos laterales y cruzados. Así mismo, la flexión se acompaña de un movimiento de desplazamiento posterior de los cóndilos femorales, debido a la sección ovoide de los mismos, y a la inversa se produce durante la extensión.

La movilidad articular es el primer objetivo biomecánico de la artroplastia, si bien el diseño de los componentes y la congruencia de los mismos limitan la flexión, respecto a una rodilla normal.

Cuando se conserva el LCP para mejorar la flexión de la artroplastia, el patín posterior de los cóndilos femorales suele ser corto y el componente tibial se implanta en discreta inclinación posterior de 5-7° (Fig. 37). Además, el inserto de PE es de menor altura en su porción posterior (Bellemans et al, 2002).

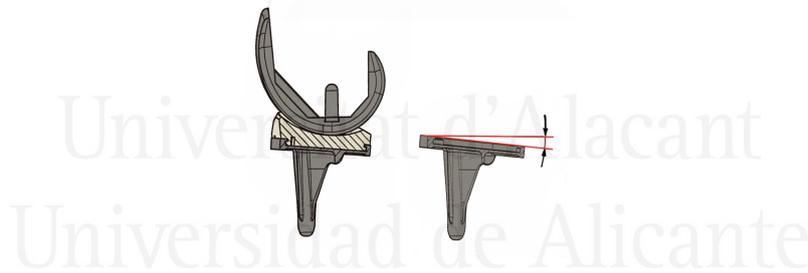


Fig. 37. Artroplastia total primaria de rodilla CR. Morfología del componente tibial para mejorar la flexión de rodilla (Imagen modificada cortesía de fabricante, SAMO, Italia).

Cinética comparativa entre rodilla anatómica y protésica

En la rodilla anatómica, los meniscos desarrollan una función fundamental en la transmisión y distribución de cargas sobre los platillos tibiales (Arnockzy et al, 2004), así como, merced a sus propiedades viscoelásticas, atenúan las ondas de choque intermitente generadas durante la marcha.

En la artroplastia, el contacto entre el componente femoral metálico y el inserto tibial de PE origina cargas en la superficie y en el interior del material plástico.

En los diseños tipo CR, el PE es comprimido por el componente metálico causando cargas de compresión en dirección perpendicular a la superficie de contacto, alcanzando su valor máximo en el centro del área de contacto (Fig. 38A). Estas cargas son transmitidas a la bandeja tibial metálica, y a su vez, a la interfase implante-hueso, habiéndose demostrado que las condiciones de carga más altas se centran por debajo del platillo tibial (Burnstein et al, 2004). Los platillos tibiales actuales disponen de un tetón cuya misión es transferir las cargas y prevenir tensiones que se generan en la interfase entre el componente tibial y el hueso. Para la correcta transmisión de cargas, se ha demostrado que el grosor del PE debe ser mayor de 8-10 mm. (Rodríguez-Merchán et al, 2008).

En los diseños tipo PS, es el poste central del PE el encargado de controlar la inestabilidad anterior, estando sometido a cargas mecánicas muy elevadas, que en muchos momentos sobrepasan los límites de resistencia del material, facilitando la fatiga y el desgaste acelerado, además de la liberación de partículas (Fig. 38B).

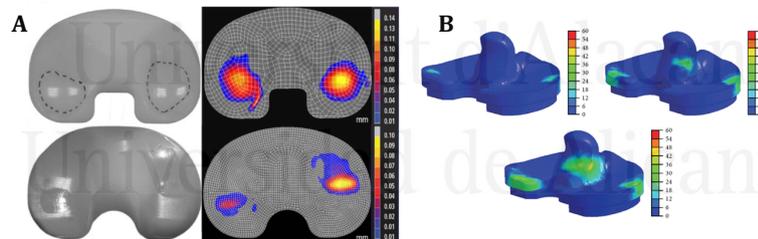


Fig. 38. Análisis de áreas de carga que determina la resistencia del polietileno mediante la localización de puntos de máximo rozamiento y esfuerzo. A) Polietileno en prótesis CR (imagen tomada de Netter 2015). B) Polietileno en prótesis PS (Imagen tomada de Osano et al, 2014).

2.3.7. MECANISMOS DE FALLOS MECÁNICOS

Las complicaciones mecánicas más frecuentes en la artroplastia total de rodilla son la usura del inserto tibial de polietileno y el aflojamiento aséptico del componente tibial.

Usura del inserto de polietileno

El desgaste de las superficies articulares se relaciona clínicamente con el tiempo de implantación y con unos factores predisponentes, siendo una cuestión fundamental para el éxito a largo plazo del implante (Kim et al, 2009b).

La usura del polietileno se produce por un mecanismo de fricción debido al movimiento y la carga. Dicho mecanismo puede producir en la superficie del polietileno, fenómenos de delaminación, zonas punteadas y rotura por fatiga. (Fig. 39). También se ha observado desgaste de polietileno bajo los insertos modulares tibiales (Conditt et al, 2004b).

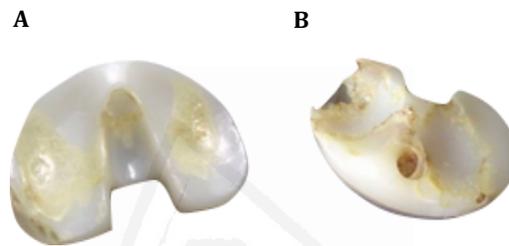


Fig. 39. Usura severa de polietileno (Imagen modificada de Massin, 2017).

Estudios biomecánicos (Peng et al, 2007) han demostrado que en los extremos del área de contacto, el polietileno se estira creando tensiones de tracción, mientras que en el centro es comprimido tangencialmente por el mismo material circundante, restringiendo la expansión lateral.

Aflojamiento aséptico

Las partículas desprendidas de PE desencadenan actividad osteoclástica, generando, por tanto, una pérdida progresiva de hueso (Jacobs et al, 2001), principalmente localizada en el componente tibial, influyendo significativamente sobre la supervivencia del implante (Fig. 40). La pérdida ósea está causada por una respuesta inflamatoria compleja, siendo dependiente del tamaño, forma, tipo y número de partículas generadas.

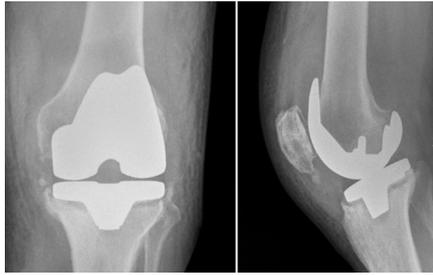


Fig. 40. Aflojamiento del componente tibial en prótesis de rodilla CR.
(Imagen de elaboración propia).

En las artroplastias cementadas se suma, además, las partículas provenientes del cemento que pueden generar osteolisis (Rodríguez-Merchán et al, 2008). El manto de cemento presenta una durabilidad limitada a partir de la cual pierde sus propiedades mecánicas de adherencia, tornándose frágil, y liberando partículas de cemento que desencadenan la reacción inflamatoria con actividad osteoclástica.

Los factores relacionados con el paciente, como la edad, el tamaño y el nivel de actividad, determinan la intensidad y los tipos de fuerzas que actúan sobre el implante (Kuster et al, 2002). Igualmente, el peso corporal puede influir en la supervivencia del implante, aunque el nivel de actividad, probablemente es el factor del paciente más importante, en cuanto a la influencia en las cargas que sufrirá la artroplastia con el paso del tiempo (Rodríguez-Merchán et al, 2008), y por tanto, producir un aflojamiento protésico.



Universitat d'Alacant
Universidad de Alicante

III. JUSTIFICACIÓN, HIPÓTESIS Y OBJETIVOS

3.1. JUSTIFICACIÓN DEL ESTUDIO.

La artroplastia total de rodilla (ATR) es un procedimiento quirúrgico con alta tasa de éxitos, ayudando de forma considerable a mejorar la función, eliminar el dolor y proporcionar una mejora en la calidad de vida en los pacientes con artrosis de rodilla sintomática, con unas tasas de supervivencia del implante cercanas al 90 % a los 10 años y del 70 % a los 20 años postoperatorios (Attar et al, 2008; Bae et al, 2012; Argenson et al, 2013).

En el contexto actual de innovaciones y avances tecnológicos continuos, el número de implantes protésicos a nuestra disposición es cada vez mayor. Ante esta situación, se hace relevante disponer de información relativa a la evidencia científica de los diferentes modelos, para favorecer una práctica clínica sustentada en los principios de la medicina basada en la evidencia.

Varios diseños han sido desarrollados para mejorar la duración y la función de la artroplastia de rodilla. Sin embargo, los más utilizados continúan siendo el modelo con retención del LCP (modelo CR) y el modelo con resección del LCP (modelo PS). Si bien con ambos modelos se alcanza el objetivo fundamental de disminuir el dolor provocado por una patología articular degenerativa, persiste una gran controversia sobre cuál de ellos es capaz de optimizar en mayor medida los objetivos secundarios, como son la función y calidad de vida (Li et al, 2014).

En determinados supuestos, como el caso de una insuficiencia ligamentosa, hay un alto consenso en la utilización de una prótesis PS. Sin embargo, actualmente persiste la controversia sobre si el LCP debe sacrificarse o no de manera rutinaria durante el procedimiento quirúrgico, aún en los casos sin insuficiencia ligamentosa. Las ventajas y desventajas para ambos diseños CR y PS han sido mostradas en numerosos estudios biomecánicos y cinemáticos (Sanjuan-Cerveró et al, 2005b; Becher et al, 2009; Matthews et al, 2014; Kim et al, 2015; Murakami et al, 2017).

Los defensores de modelos PS argumentan que sacrificar el LCP permite una corrección más fácil de deformidades severas, mejor equilibrado ligamentoso medio-lateral para permitir una articulación más congruente minimizando así el desgaste del polietileno (Insall et al, 1982; Rossi et al, 2010) y un “roll-back” femoral más fiable mediante el mecanismo de tetón central en el inserto tibial de polietileno, y con ello consiguiendo teóricamente mayor flexión de la rodilla (Dennis et al, 1998; Clark et al, 2001; Maruyama et al, 2004; Kane et al, 2005). Así mismo, argumentan que la cirugía es técnicamente menos exigente y más fácilmente reproducible (Tanzer et al, 2002).

Contrariamente, los defensores del modelo CR argumentan que preserva en mayor medida el “stock” óseo del extremo femoral y se genera un “roll-back” más fisiológico con mayor estabilidad intrínseca conservando la propiocepción del LCP (Conditt et al, 2004b; Ritter et al, 2008; In et al, 2009; Chalidis et al, 2011; Mihalko et al, 2011).

Sin embargo, el impacto de las diferencias cinemáticas sobre los resultados clínicos es controvertido, y la superioridad de un diseño sobre el otro, no ha sido demostrado inequívocamente in vivo (Luo et al 2012).

Diversos estudios han comparado los resultados clínicos entre los modelos CR y PS, pero la mayoría están realizados con tamaños muestrales pequeños o con un seguimientos postoperatorios menores de 5 años (Clark et al, 2001; Chaudhary et al, 2008; Scott et al, 2014). Por otro lado, estos estudios junto a otras publicaciones, han referido resultados funcionales contradictorios (Maruyama et al, 2004; Harato et al, 2008; Öztürk et al, 2016).

Tras una revisión sistemática de la literatura, sólo hemos encontrado 3 estudios que comparan los resultados clínicos entre ambos modelos con un seguimiento mínimo de 10 años (Sando et al, 2015; Mayne et al, 2017; Beaupre et al, 2017) siendo sus resultados dispares. Mientras que Sando et al (2015) informaron de una mejora en la función y rango de movilidad con el modelo PS, Mayne et al (2017) únicamente encontraron una mejora significativa en el rango de movilidad con el modelo PS, no encontrando diferencias en la valoración funcional entre ambos modelos protésicos. Beaupre et al (2017) no encontraron diferencias significativas ni en el rango de movilidad ni en la calidad de vida de los pacientes comparando ambos modelos protésicos.

Varias revisiones sistemáticas que comparan ambos diseños sugieren la necesidad de investigaciones con mayor seguimiento (Luo et al, 2012; Li et al, 2014; Verra et al, 2015).

Por tanto, las evidencias disponibles sobre los resultados clínicos comparados a largo plazo son limitadas y controvertidas, no habiendo sido demostrada la superioridad de un modelo sobre el otro.

3.2. HIPÓTESIS

Nuestra hipótesis de estudio es que el modelo con retención del LCP (modelo CR), dado que su cinemática parece ser más fisiológica conservando la estabilidad intrínseca y propiocepción de la rodilla, debería ofrecer mejores resultados funcionales que el modelo protésico con resección del LCP (modelo PS), sin aumentar el riesgo de complicaciones.

Así, la hipótesis nula (H_0) formal es que en la ATR primaria, el modelo CR proporciona resultados funcionales inferiores al modelo PS.

La hipótesis alternativa (H_1) sería que en la ATR primaria, el modelo CR proporciona resultados funcionales superiores o al menos similares que el modelo PS.

3.3. OBJETIVOS

3.3.1. PRIMARIOS

El objetivo principal de este estudio fue comparar los resultados funcionales entre pacientes en los que se implantó una ATR primaria con retención del LCP (modelo CR) y aquellos en los que se implantó una ATR primaria con resección del LCP (modelo PS), con un seguimiento postoperatorio de al menos 10 años.

3.3.2. SECUNDARIOS

- Comparar el rango de movilidad de la rodilla.
- Comparar la calidad de vida.
- Comparar las complicaciones.
- Comparar la supervivencia de las prótesis.



Universitat d'Alacant
Universidad de Alicante

IV. MATERIAL Y MÉTODO

4.1. DISEÑO Y ÉTICA

Estudio retrospectivo con largo tiempo de seguimiento, comparativo de casos y controles de pacientes consecutivamente intervenidos en la Unidad de Rodilla del servicio de Cirugía Ortopédica del Hospital General Universitario de Elda (Alicante) entre 2001 y 2006. No se consideró oportuno realizar un estudio comparativo prospectivo, dado el largo seguimiento necesario, con el consecuente coste y excesivo esfuerzo de tiempo.

El proyecto fue aprobado por el Comité Ético de Investigación Clínica (CEIC) del Hospital General Universitario de Elda, precisando de la autorización del paciente mediante consentimiento informado para realizar una nueva evaluación del paciente cuando fuera necesaria.

4.2. SELECCIÓN DE PACIENTES

Se utilizó la base de datos del Registro de Artroplastias de la Unidad de Rodilla para identificar los pacientes intervenidos mediante artroplastia total de rodilla primaria. En dicha base están incluidos todos los pacientes consecutivos intervenidos de artroplastia de rodilla, y conforme a formularios y pautas estandarizadas de manera prospectiva se recogen rutinaria y sistemáticamente los datos pre y postoperatorios, clínicos y radiográficos, de cada uno de ellos.

4.2.1. CRITERIOS DE INCLUSIÓN

Los criterios de inclusión para el estudio fueron intervención mediante prótesis de rodilla primaria, en pacientes de cualquier edad y sin distinción de género.

4.2.2. CRITERIOS DE EXCLUSIÓN

Diagnóstico de artritis postraumática o inflamatoria.

Deformidad en varo / valgo severa (mayor de 15°).

Requerimiento de injerto óseo o suplementos metálicos.

Osteotomía previa de la rodilla.

4.2.3. GRUPOS DE ESTUDIO

De acuerdo al modelo de ATR recibida, los pacientes que cumplieron los criterios de inclusión y exclusión fueron agrupados en uno de dos grupos:

- Grupo de estudio: recibiendo modelo con retención del LCP (CR)
- Grupo control: recibiendo modelo con sacrificio del LCP (PS).

4.3. PROCEDIMIENTO QUIRÚRGICO

Las operaciones fueron realizadas por varios cirujanos experimentados de la Unidad de Rodilla, de acuerdo con la práctica estandarizada en nuestro servicio. Todos los procedimientos se realizaron en la sala de operaciones con flujo laminar, bajo anestesia espinal, mediante incisión cutánea estándar en la línea media anterior y artrotomía parapatelar medial.

Para todos los pacientes se utilizó el sistema modular de ATR Trekking (Samo, Bolonia, Italia), el cual dispone de las dos versiones, CR y PS, con similar diseño excepto en el mecanismo de poste PS. De acuerdo a las indicaciones técnicas del fabricante, para el modelo CR se utilizó fijación híbrida (componente femoral no cementado y tibial cementado) y para el modelo PS ambos componentes

cementados. La utilización de uno u otro modelo dependía exclusivamente del estado funcional intraoperatorio del LCP.

De manera estandarizada para todos los pacientes de ambos grupos, primero se realizó la preparación tibial y luego la femoral. Se utilizó alineación intramedular para el fémur y la tibia en todos los pacientes. Tras las resecciones óseas, se evaluaba el espacio articular en flexión y en extensión para asegurar la estabilidad ligamentosa y movilidad protésica. En nuestro centro, de manera sistemática se realizaba reemplazo de rótula, mediante componente estándar de solo polietileno, con tres tetones y cementado.

Postoperatorio

De acuerdo con el protocolo estándar del servicio, se utilizó drenaje aspirativo durante las primeras 48 horas postoperatorias. Todos los pacientes recibieron profilaxis antibiótica con cefalosporina de primera generación (cefazolina) durante 24 horas (comenzada 1 hora antes de la incisión en la piel) y profilaxis tromboembólica con heparina de bajo peso molecular subcutánea durante 30 días. En caso de alergia a beta-lactámicos se administraba vancomicina.

La pauta de recuperación funcional postoperatoria estaba estandarizada en nuestro centro, iniciando el movimiento pasivo de la rodilla en el segundo día tras la cirugía, autorizando la deambulación en carga con ayuda de andador o muletas a partir del tercer día, y recibiendo fisioterapia supervisada para recuperar la movilidad activa de la rodilla.

4.4. EVALUACIÓN Y SEGUIMIENTO

Como se indicó anteriormente, el Registro de Artroplastias de nuestro servicio recoge prospectivamente los datos clínicos y radiográficos de todos los pacientes tratados con ATR. La evaluación estandarizada se realizaba clínica y radiológicamente en el preoperatorio y postoperatorio a 1, 3, 6 meses, y luego anualmente hasta un mínimo de 5 años. Para este estudio, aquellos pacientes con un

seguimiento de menos de 10 años fueron invitados a regresar para una nueva evaluación clínica y radiológica.

Las evaluaciones clínicas finales fueron realizadas por 3 cirujanos que habían sido entrenados para ello, no habían participado en las cirugías e ignoraban el modelo de prótesis que portaba el paciente. Las evaluaciones radiográficas finales fueron realizadas por 2 cirujanos que no habían participado en las cirugías ni intervenido en las evaluaciones clínicas.

4.5. VARIABLES DEL ESTUDIO

4.5.1. VARIABLE PRINCIPAL

De acuerdo al objetivo principal, la variable de resultado principal fue la valoración funcional, cuya evaluación se realizó mediante la escala de la Sociedad Americana de Cirugía de Rodilla (Knee Society System- KSS) (Insall, 1989), validada y ampliamente utilizada a nivel internacional. La escala KSS consta de dos áreas de valoración independientes. Una es el “Estado de la Rodilla” (KSS-rodilla), que valora el dolor (andando, en reposo, al subir/bajar escaleras), inestabilidades (antero-posterior y medio-lateral), arco de movilidad (rango de extensión a flexión activas máximas), déficit de extensión (activa y pasiva) y alineación del miembro (ángulo fémoro-tibial, referido a los ejes anatómicos). La otra es la “Función de la Rodilla” (KSS-función), que valora parámetros subjetivos, distancia recorrida, capacidad de subir/bajar escaleras, y necesidad de ayudas para la deambulación. Ambas tienen un rango de puntuación de 0 a 100, debiéndose aportar las puntuaciones por separado. Además, los resultados fueron categorizados como excelente (80–100 puntos), bueno (70–79), regular (60–69) y malo (<60).

4.5.2. VARIABLES SECUNDARIAS

1) Variables demográficas: edad, género e índice de masa corporal (IMC).

2) Rango de movilidad de la rodilla, evaluando la flexión y extensión de la rodilla mediante un goniómetro clínico convencional. El déficit de extensión fue definido como la pérdida de extensión activa para alcanzar la extensión completa (definida como 0°).

3) La calidad de vida se valoró mediante un cuestionario general y otro específico para el miembro inferior:

- Cuestionario WOMAC corto (Western Ontario and McMaster Universities Osteoarthritis Index) para valoración del estado referido al miembro inferior (Whitehouse et al, 2003). Es un cuestionario validado para la población española (Batlle-Gualda et al, 1999) que valora la calidad de vida referida a la función de los miembros inferiores. La versión corta consta de 12 preguntas, que se agrupan en dos áreas: “dolor” y “función”. El primero se refiere a preguntas sobre incapacidad debida al dolor para realizar actividades de distinta intensidad, con un rango de puntuación de 0 a 20 (de menor a mayor discapacidad). El segundo a preguntas sobre la discapacidad funcional para diversas actividades cotidianas, con un rango de puntuación de 0 a 28 (de menor a mayor discapacidad). Las puntuaciones de ambas áreas no son acumulativas, debiéndose aportarse separadamente. Para una mejor comprensión, los valores pueden ser invertidos y transformados a una escala 0-100, indicando la mayor puntuación, mejor calidad de vida percibida.

- Cuestionario SF-12 (Short-Form 12), para valoración del estado general de salud (Ware et al, 1996). Se utilizó el modelo validado para la población española (Alonso et al, 1995). Es un cuestionario para valorar la calidad de vida general, constando en su versión corta de 12 preguntas, que se agrupan en dos áreas: “componente físico” y “componente mental”. El primero se refiere a preguntas sobre percepción del estado de salud y al realizar tareas cotidianas, con un rango de puntuación de 6 a 20 (de peor a mejor calidad de vida). El segundo a preguntas sobre el estado emocional debido a su salud, con un rango de puntuación de 6 a 27 (de peor a mejor calidad de vida). Las puntuaciones no son acumulativas, debiéndose aportarse separadamente. Para un mejor entendimiento, la puntuación final puede

transformarse a escala 0-100, indicando la mayor puntuación, mejor calidad de vida percibida.

4) Satisfacción del paciente con la intervención: en el seguimiento último se utilizó una escala analógica visual (EVA), de 0 a 10 (peor a mejor satisfacción).

5) Supervivencia de la prótesis: definida como el tiempo desde la cirugía a la necesidad de revisión protésica o bien a la última evaluación realizada si no había cirugía secundaria.

6) Para la evaluación radiográfica se realizaban proyecciones antero-posteriores en carga, lateral y axial a 45º de rodilla. Los resultados radiográficos se evaluaron según los criterios de valoración de la Sociedad Americana de Cirugía de Rodilla (Ewald, 1989) para analizar zonas de radiolucencia u osteolisis y posición de los componentes protésicos. Se consideraron las líneas radiolucientes de al menos 2 mm de anchura. El aflojamiento protésico se definió por la presencia de líneas radiolucientes continuas, o de al menos 2 mm y progresivas, o por cambio de posición de algún componente, comparando las radiografías al mes postoperatorio con las últimas realizadas.

4.6. ANÁLISIS ESTADÍSTICO

4.6.1. POTENCIA DEL ESTUDIO

A posteriori, se realizó un análisis de la potencia estadística del estudio para valorar si los tamaños de las muestras eran suficientes para discriminar diferencias significativas respecto de la variable principal, resultado funcional medido con la escala KSS.

Se utilizó el método de Cohen (1988) para comparar medias entre dos muestras. Considerando un error alfa del 5%, se obtuvo un tamaño del efecto $d=0,84$ y una potencia de 0,82, lo que se considera adecuado en estudios biomédicos.

Considerando el tamaño de los grupos y una diferencia mínima clínicamente importante en la función de 10 puntos con desviación estándar de 10 (Lee et al,

2017), se obtuvo una potencia de 83% para un error alfa de 0,05, lo cual es considerado apropiado en los estudios biomédicos.

4.6.2. ANÁLISIS DESCRIPTIVO E INFERENCIAL

El análisis se llevó a cabo mediante el programa IBM SPSS v. 19 (IBM-SPSS, Armonk, NY, EE.UU). La normalidad o no de las variables era testada mediante la prueba de Kolmogorov-Smirnov.

Las variables cualitativas se mostraron como frecuencia y tasa, y para comparaciones se utilizaron las pruebas de χ^2 o no paramétrica de Mantel-Haenszel.

Las variables cuantitativas se mostraron como media o mediana, desviación estándar y rango, y para comparaciones intergrupos se utilizaron las pruebas t-Student o no paramétrica de U-Mann-Whitney. Para la comparación intragrupo (pre versus postoperatorio) se utilizaron las pruebas de t-Student pareada o no paramétrica de rango con signo de Wilcoxon.

Además, se realizaron análisis multivariantes de regresión logística para analizar la posible influencia de aquellos factores independientes que influyeran sobre la función y la movilidad de rodilla. Esos datos se presentaron como riesgo representado por el Odds ratio (OR) con su intervalo de confianza (IC) del 95%.

La probabilidad de supervivencia de la prótesis fue analizada mediante el método de Kaplan-Meier considerando punto final la cirugía de revisión por cualquier razón. Se expuso la probabilidad acumulada de supervivencia con su intervalo de confianza (IC) al 95%. Para la comparación de curvas de supervivencia entre grupos se utilizó con la prueba log-rank de Mantel-Haenszel. Todas las pruebas fueron bilaterales, con nivel de significación de 0,05.



Universitat d'Alacant
Universidad de Alicante

V. RESULTADOS

En el período de estudio se identificaron 610 pacientes que cumplían los criterios de inclusión. De ellos, 82 fueron excluidos por fallecimiento antes de cumplir el seguimiento mínimo de 10 años y en todos por razones no relacionadas con la ATR (38 CR y 44 PS), otros 31 no pudieron ser contactados (17 CR y 14 PS), y 18 rehusaron participar en la nueva evaluación para completar el seguimiento mínimo requerido en el estudio (12 CR y 6 PS). Así, restaron 479 pacientes válidos para el estudio, de los que 268 recibieron artroplastia de rodilla modelo CR (grupo de estudio) y 211 el modelo PS (grupo de control).

No había diferencias significativas entre los dos grupos respecto a las características preoperatorias demográficas, de la rodilla o del estado funcional, por lo que ambos podían ser comparados sin sesgo en sus resultados (Tabla 3).

Tabla 3. Características basales preoperatorias

	Grupo CR n= 268	Grupo PS n= 211	Valor p
Edad	68,8 (7,1)	70,1 (8,3)	0,108
Género (M/H)	196/72	144/67	0,142
IMC	31,6 (5,2)	32,5 (5,8)	0,118
Alineación	4,2º (4,8º) VR	4,6º (5,1º) VR	0,438
KSS-rodilla	35,9 (14,6)	36,4 (15,2)	0,746
KSS-función	45,3 (15,9)	47,2 (14,7)	0,229
Rango movilidad	91,6 (12,4)	90,8 (13,5)	0,553
Flexión	94,4 (10,7)	92,6 (11,3)	0,116
Déficit extensión	3,2 (3,4)	3,3 (3,7)	0,787
WOMAC total	40,6 (9,2)	39,8 (8,7)	0,387
SF12-físico	21,5 (5,7)	20,8 (6,1)	0,255
SF12-mental	42,4 (9,8)	41,6 (9,6)	0,426

Variables continuas: media (D.E.). Alineación, preoperatoria, VR: varus femorotibial

El seguimiento postoperatorio medio, desde la cirugía hasta la última evaluación realizada a cada paciente, fue de 13,4 (rango, 10-15) años en el grupo CR, y 12,7 (rango, 10-15) años en el grupo PS.

5.1. RESULTADOS FUNCIONALES

5.1.1. GLOBALES

Respecto a la variable principal de resultados, como se muestra en la Tabla 4 la función de la rodilla mejoró significativamente en ambos grupos desde el preoperatorio a la última evaluación ($p= 0,001$).

Sin embargo, al final del seguimiento no había diferencias significativas en la escala KSS-rodilla ($p= 0,117$) ni en la escala KSS-función ($p= 0,223$). Ambos modelos eran igual de efectivos a largo plazo sin diferencia entre ellos.

Tabla 4. Resultados funcionales.

	Grupo CR	Grupo PS	p
KSS-rodilla pre	35,9 (14,6)	36,4 (15,2)	0,746
Final	86,4 (7,1)	85,2 (7,6)	0,117
p	0,001	0,001	
KSS-función pre	45,3 (15,9)	47,2 (14,7)	0,229
Final	84,4 (9,1)	85,6 (9,8)	0,223
p	0,001	0,001	

Datos como media (D.E.). KSS: Knee Society score. Pre: preoperatorio. Final: última evaluación

El análisis de regresión logística mostraba que el modelo de prótesis no tenía influencia significativa sobre las evaluaciones finales de KSS-rodilla (OR: 0,3; IC 95%: 0,02-2,8; $p= 0,514$) o KSS-función (OR: 1,1; IC 95%: 0,07-2,7; $p= 0,613$).

5.1.2. DEL RANGO DE MOVILIDAD

El rango de movilidad de la rodilla mejoró significativamente en ambos grupos (todos, $p = 0,001$) desde el preoperatorio a la última evaluación realizada (Tabla 5). Sin embargo, en la evaluación final no había diferencias significativas entre ambos grupos.

Tabla 5. Rango de movilidad.

	Grupo CR	Grupo PS	p
RM pre	91,6 (12,4)	90,8 (13,5)	0,553
Final	101,2 (10,4)	100,7 (10,7)	0,648
p	0,001	0,001	
Flexión pre	94,4 (10,7)	92,6 (11,3)	0,116
Final	101,3 (11,1)	100,4 (9,6)	0,399
p	0,001	0,001	
Déficit extensión pre	3,2 (3,4)	3,3 (3,7)	0,787
Final	1,4 (1,8)	1,2 (1,9)	0,299
p	0,001	0,001	

Datos como media (D.E.). RM: rango de movilidad. Pre: preoperatorio. Final: última evaluación.

El análisis de regresión logística mostraba que el rango de movilidad preoperatoria era la única variable independiente con influencia sobre el rango de movilidad final (OR: 1,7; IC 95%: 1,1-2,3; $p = 0,026$). El modelo de ATR empleado no tenía influencia significativa (OR: 0,9; IC 95%: 0,3-3,7; $p = 0,394$).

5.1.3. EVOLUCIÓN

A lo largo del tiempo, entre la evaluación a los 5 años y la evaluación final (Tabla 6) hubo una disminución significativa en las variables clínicas, excepto en el déficit de extensión del grupo PS. Sin embargo, esas reducciones, aunque estadísticamente significativas eran pequeñas y no clínicamente relevantes. Probablemente esas disminuciones fueran debidas al incremento de edad en los pacientes.

Tabla 6. Evolución de los resultados funcionales

	Grupo CR	Grupo PS	p
KSS-rodilla 5 años	88,3 (6,4)	87,7 (6,9)	0,382
Final	86,4 (7,1)	85,2 (7,6)	0,117
p	0,015	0,001	
KSS-función 5 años	88,1 (8,4)	87,9 (9,3)	0,826
Final	84,4 (9,1)	85,6 (9,8)	0,223
p	0,001	0,029	
RM 5 años	104,3 (9,7)	102,9 (10,1)	0,174
Final	101,2 (10,4)	100,7 (10,7)	0,648
p	0,001	0,054	
Flexión 5 años	105,2 (10,9)	103,1 (11,4)	0,069
Final	101,3 (11,1)	100,4 (9,6)	0,399
p	0,001	0,020	
Déficit extensión 5 años	1,0 (1,6)	1,3 (1,4)	0,056
Final	1,4 (1,8)	1,2 (1,9)	0,299
p	0,016	0,585	

Datos: media (D.E.). KSS: Knee Society score. RM: rango de movilidad

5.2. RESULTADOS SUBJETIVOS

Respecto a las variables dependientes de los pacientes (Tabla 7), la calidad de vida mejoró significativamente en ambos grupos del preoperatorio al último seguimiento. Sin embargo, al final del seguimiento no había diferencias significativas entre ambos grupos.

La satisfacción del paciente con la intervención, evaluada en el último seguimiento realizado, no mostraba diferencias significativas entre los dos grupos ($p= 0,151$). Al seguimiento final, el 86% de los pacientes en el grupo CR y 84% del grupo PS estaban satisfechos con sus rodillas ($p= 0,565$).

No había diferencias entre los grupos respecto a la tasa de pacientes con dolor residual de rodilla (8% en el grupo CR y 6% en el grupo PS, $p= 0,547$).

Tabla 7. Resultados subjetivos

	Grupo CR	Grupo PS	p
WOMAC pre	40,6 (9,2)	39,8 (8,7)	0,387
Final	82,2 (20,1)	83,3 (19,6)	0,592
p	0,001	0,001	
SF12-físico pre	21,5 (5,7)	20,8 (6,1)	0,255
Final	38,2 (8,1)	36,9 (8,9)	0,143
p	0,001	0,001	
SF12-mental pre	42,4 (9,8)	41,6 (9,6)	0,426
Final	44,1 (8,2)	43,4 (9,3)	0,445
p	0,029	0,048	
VAS-satisfacción	7,9 (1,9)	7,6 (2,1)	0,151
Final			

Datos: media (D.E.). Pre: preoperatorio. Final: última evaluación.

5.2.1 EVOLUCIÓN

En las valoraciones realizadas a lo largo del tiempo, entre 5 años y la evaluación final (Tabla 8), la calidad de vida referida al miembro inferior medida con WOMAC mostraba no diferencias significativas.

Tabla 8. Evolución de los resultados subjetivos

	Grupo CR	Grupo PS	p
WOMAC total 5 años	84,4 (19,2)	86,7 (20,2)	0,262
Final	82,2 (20,1)	83,3 (19,6)	0,592
p	0,249	0,120	
SF12-físico 5 años	40,6 (7,2)	41,8 (8,1)	0,134
Final	38,2 (8,1)	36,9 (8,9)	0,143
p	0,001	0,001	
SF12-mental 5 años	49,4 (7,4)	48,8 (7,9)	0,446
Final	44,1 (8,2)	43,4 (9,3)	0,445
p	0,001	0,001	

Datos: media (D.E.) Pre: preoperatorio. Final: última evaluación.

Sin embargo, en ambos grupos la calidad de vida general medidas con SF12 mostró una significativa reducción en ambos grupos, probablemente debido al incremento de edad de los pacientes.

5.3. COMPLICACIONES Y SUPERVIVENCIA

En el grupo CR se revisaron 9 rodillas (4,2%) y en el grupo PS 12 rodillas (7,2%), sin diferencia significativa entre ambas tasas ($p= 0,259$) (Tabla 9). Ninguna ATR CR fue revisada por rotura o insuficiencia del LCP.

Tabla 9. Complicaciones con cirugía de revisión

	Grupo CR	Grupo PS
Infección profunda	1	2
Aflojamiento tibial aséptico	4	5
Usura polietileno	2	3
Fractura periprotésica	2	2
Total	9	12

La probabilidad de supervivencia acumulada de la prótesis a 14 años (Fig. 41), con el método de Kaplan-Meier, en el grupo CR fue del 95,7% (IC 95%: 93,0–98,5%) y en el grupo PS del 92,7% (IC 95%: 88,8-96,7%), no siendo significativa la diferencia ($p= 0,209$).

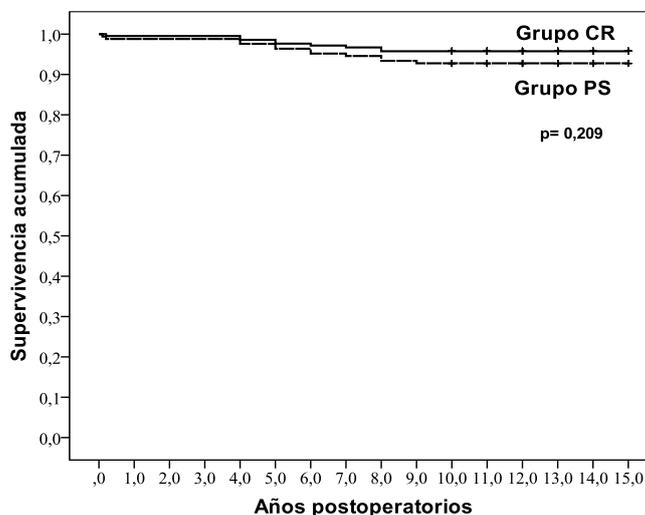


Fig. 41. Curvas de supervivencia de las prótesis

VI. DISCUSIÓN

El principal hallazgo de este estudio fue que no había diferencias significativas a largo plazo entre ambos diseños de ATR para los resultados funcionales, rango de movilidad, supervivencia de la artroplastia o satisfacción del paciente. Así, la elección del diseño dependerá del estado del LCP y de la preferencia del cirujano. No obstante, nosotros recomendamos la utilización del modelo CR aún en los casos con LCP suficiente porque la resección ósea es menor, no debilita el área femoral condilar y el componente femoral puede utilizarse sin cementar lo que facilitaría la revisión si fuese necesaria.

Se han desarrollado diversos diseños protésicos para mejorar la durabilidad y la función articular, pero los más utilizados continúan siendo el diseño con retención del LCP, modelo CR, y el postero-estabilizado con resección del LCP, modelo PS (Lombardi et al, 2001; Spekenbrink-Spooren et al, 2018). Sin embargo, las potenciales ventajas biomecánicas y funcionales de uno y otro diseño no han podido ser demostradas en la práctica clínica (Spekenbrink-Spooren et al, 2018). Diversos estudios han comparado las diferencias clínicas entre los diseños de CR y PS, pero pocos de ellos con un seguimiento postoperatorio mínimo de 10 años. Hasta dónde sabemos, sólo 3 estudios han publicado resultados comparativos con un seguimiento de al menos 10 años (Sando et al, 2015; Beaupre et al, 2017; Mayne et al, 2017), siendo sus conclusiones o resultados dispares.

De los resultados funcionales globales

Los resultados funcionales han sido la variable principal del resultado del presente estudio, observando una mejora estadísticamente significativa en la escala KSS-rodilla en ambos grupos desde el preoperatorio hasta la última evaluación. Esto es acorde a los resultados publicados en la mayoría de estudios (Tanzer et al, 2002; Catani et al, 2004; Lee et al, 2012; Sando et al, 2015). En un metaanálisis realizado por Longo et al (2017) también encontraron una significativa mejoría de la escala KSS-rodilla pero sin diferencias significativas entre ambos modelos protésicos. Por

el contrario, Victor et al (2005) en un estudio comparativo encontraba un mejor resultado de KSS-rodilla para el modelo CR frente al modelo PS a 5 años (Tabla 10).

Tabla 10. Resultados KSS-rodilla en varios estudios

Estudios	ATR CR	ATR PS
Serna-Berná (2018)		
Preop.	35,9 ± 14.6	36,4 ± 15,2
Postop.	86,4 ± 7,1	85,2 ± 7,6
Sando et al (2015)		
Preop.	41.9 ± 14.1	40.2 ± 13.6
Postop.	92.4 ± 12.2	93.0 ± 10.4
Lee et al (2012)		
Preop.	40± 17.8	38±17.3
Postop.	93 ± 9.7	94±5.6
Victor et al (2005)		
Preop.	38.0 ± 15.1	37.2 ± 21.7
Postop.	81.7 ± 7.3	76.7 ± 12.6
Catani et al (2004)		
Preop.	52 ±17	47 ± 12
Postop.	89 ± 10	90 ± 9
Tanzer et al (2002)		
Preop.	47 ± 17	44 ± 11
Postop.	90 ± 12	93 ± 11

De forma análoga, en el presente estudio había una mejoría significativa en la escala KSS-función en ambos grupos. Nuestros resultados fueron discretamente mejores que los reportados por otros autores al valorar los diseños protésicos de forma independiente (Tanzer et al, 2002; Sando et al, 2015) (Tabla 11). Comparando ambos diseños, algunos estudios a corto plazo encontraban mejores resultados funcionales con el modelo CR (Catani et al, 2004; Victor et al, 2005), mientras que otros (Lee et al, 2012) encontraban mejores resultados con el modelo PS.

Tabla 11. Resultados KSS-función en varios estudios

Estudios	ATR CR	ATR PS
Serna-Berná (2018)		
Preop.	45,3 ± 15,9	47,2 ± 14,7
Postop.	84,4 ± 9,1	85,6 ± 9,8
Sando et al (2015)		
Preop.	44.7 ± 15.2	47.7 ± 13.7
Postop.	56.5 ± 32.5	69.5 ± 25.0
Lee et al (2012)		
Preop.	42±15.4	42±14.3
Postop.	73±25.0	80±19.5
Victor et al (2005)		
Preop.	50.5 ± 13.4	39.1 ± 18.5
Postop.	80.6 ± 17.6	74.4 ± 24.1
Catani et al (2004)		
Preop.	55 ± 25	51 ± 17
Postop.	81 ± 17	76 ± 19
Tanzer et al (2002)		
Preop.	34 ± 13	38 ± 13
Postop.	73 ± 24	76 ± 28

Al comparar ambos modelos protésicos al final del seguimiento y coincidiendo con otros autores (Tanzer et al, 2002; Catani et al, 2004; Victor et al, 2005; Lee et al, 2012; Chen et al, 2014), no observamos diferencias significativas entre grupos en la escala KSS-rodilla ni en la KSS-función a largo plazo. Por el contrario, Verra et al (2015), en un metaanálisis de estudios randomizados referían una mejor función para los modelos PS, pero la diferencia de puntuación era de solo 2,4 puntos lo cual consideramos que no es clínicamente relevante. En el metaanálisis realizado por Longo et al (2017) no se encontraron diferencias relevantes entre ambos modelos. En estudios comparativos a largo plazo de seguimiento, Mayne et al (2017) tampoco encontraron diferencias significativas entre ambos modelos. Por el contrario, Sando et al (2015) observaron una mejoría significativa en la KSS-función con una diferencia de 13 puntos para el grupo CR frente al grupo PS.

Del rango de movilidad de la rodilla

La mejora postoperatoria del rango de movilidad de la rodilla es uno de los factores defendidos por los usuarios de modelos PS (Callahan, 1994; Jacobs et al, 2005) frente a los modelos CR. En nuestro estudio, con ambos modelos se obtuvo una mejoría significativa desde el preoperatorio, sin diferencias entre ambos modelos al final del seguimiento, lo que es acorde con otros autores (Conditt et al, 2004a; Cates et al, 2008; Lee et al, 2012; Mayne et al, 2017). El análisis de regresión logística en nuestro estudio mostró que el rango de movilidad preoperatorio era la única variable independiente con influencia sobre el rango de movilidad final. Varios autores (Cloutier et al, 1999; Dennis et al, 1998; Bellemans et al, 2002) coinciden con este resultado. Además, observamos que el modelo de ATR empleado no tenía influencia significativa sobre la movilidad.

Respecto a la flexión postoperatoria, no hubo diferencias entre grupos en nuestro estudio, al igual que otros autores (Chen et al, 2014; Sando et al, 2015). Contrariamente, Chaudhary et al (2008) observaron una pequeña disminución de la flexión en ambos grupos, aunque la diferencia no era significativa.

Respecto al déficit de extensión, también obtuvimos una mejora en ambos grupos, también sin diferencia significativa entre ellos. Esto era similar a lo reportado por otros estudios (Chaudhary et al, 2008; Harato et al, 2008; Sando et al, 2015).

De la valoración subjetiva de los pacientes

En nuestro estudio, no había diferencias significativas de la escala WOMAC al final del seguimiento, lo cual coincide con otros autores al comparar ambos modelos (Chaudhary et al, 2008; Harato et al, 2008; Lee et al, 2012). Valorando la escala WOMAC en metaanálisis (Verra et al, 2015), no se han observado diferencias. En estudios comparativos a más de 10 años, y coincidiendo con nuestro estudio, Beaupre et al (2016) observaron una mejoría en el cuestionario WOMAC con ambos modelos protésicos, no encontrando diferencias estadísticamente significativas entre ellos. En cambio, Sando et al (2015) observaron una mayor mejora en el grupo PS.

Así mismo, en nuestro estudio hemos observado una mejoría significativa en la puntuación del cuestionario SF-12, físico y mental, sin diferencias significativas entre ambos grupos. Esto es similar a lo encontrado en metaanálisis (Verra et al, 2015) y estudios a largo plazo de seguimiento (Sando et al, 2015; Beaupre et al, 2016).

Consideramos interesante la evaluación de la satisfacción de los pacientes y para ello, hemos utilizado la VAS. No hemos observado diferencias significativas entre ambos grupos al final del estudio. No hemos encontrado otros autores que utilicen la VAS para la evaluación de la satisfacción. Aglietti et al (2005), utilizó la VAS para la evaluación de la severidad del dolor no encontrando diferencias significativas a 4 años de seguimiento.

De las complicaciones quirúrgicas

En nuestro estudio no hemos encontrado diferencias estadísticamente significativas respecto a la tasa de complicaciones entre ambos modelos protésicos. En ambos grupos predominaron los aflojamientos asépticos del componente tibial, coincidiendo con la mayoría de la literatura (Misra et al, 2003; Lee et al, 2012). Coincidiendo con nuestros resultados, Harato et al (2008) no encontraron diferencias significativas respecto a complicaciones que precisaron de cirugías secundarias entre ambos modelos protésicos. En el metaanálisis realizado por Longo et al (2017) no encontraron diferencias estadísticamente significativas entre ambos modelos protésicos. En estudios a largo plazo (Sando et al, 2015; Mayne et al, 2017), las tasas de complicaciones era similares al presente estudio, no encontrando diferencias significativas al comparar ambos grupos.

A diferencia de estos resultados, Vertullo et al (2017), en un estudio realizado en el registro Australiano sobre un total de 63.416 prótesis, observaron un 45% más de revisiones en los pacientes intervenidos mediante una ATR PS, siendo la causa principal el aflojamiento aséptico tibial.

Por otro lado, se han descrito una serie de complicaciones que pueden aparecer con mayor frecuencia en ATR PS con respecto a los modelos CR. Shoji et al (1996) y Lucas et al (1999), observaron un aumento del síndrome del clunk femoropatelar cuando se alteraba la línea articular. Tría et al (1994) y Larson et al

(1999) observaron un aumento de fracturas de rótula con ATR PS. En nuestro estudio, a pesar de las posibles complicaciones implícitas con el modelo PS, no hemos tenido ninguna fractura intraoperatoria, ni se ha revisado ninguna rodilla por dolor anterior o fractura de rótula.

No hemos tenido que revisar ninguna ATR CR por incompetencia postoperatoria del LCP, ya sea como consecuencia de la cirugía o por deterioro progresivo postoperatorio, ni por exceso de tensión ligamentosa y el consecuente aumento de presión en la parte posterior del inserto tibial de PE (Jacobs et al, 2005; Christen et al, 2007; Shoifi-Abubakar et al, 2016).

De la supervivencia de la artroplastia

Hemos obtenido resultados excelentes, con unas tasas de supervivencia a largo plazo en el grupo CR del 95,7% y en el grupo PS del 92,7% a los 14 años, no encontrando diferencias estadísticamente significativas entre ambos modelos. En consonancia con otros estudios (Attar et al, 2008; Bae et al, 2012; Argenson et al, 2013; Oliver et al, 2018; Scott et al, 2018), la supervivencia de las prótesis de rodilla es satisfactoria tanto para la ATR PS (Aglietti et al, 1999; Rasquinha et al, 2006) como para la ATR CR (Ritter et al, 1994; Gill et al, 1999; Scott et al, 2018). Por el contrario, Abdel et al (2011) mostraron una significativa mayor supervivencia de ATR a 15 años en el diseño CR frente al diseño PS.

En estudios comparativos con un seguimiento mínimo de 10 años (Sando et al, 2015; Mayne et al, 2017) se obtuvieron tasas de supervivencia similares a las del presente estudio, sin diferencias significativas entre ambos modelos protésicos.

Fortalezas y limitaciones

Las fortalezas del presente estudio fueron el número relativamente alto de pacientes de un solo centro, la uniformidad de tratamiento, la estandarización de las evaluaciones con métodos validados, el seguimiento postoperatorio mínimo de 10 años y una tasa relativamente baja de pérdidas de seguimiento. Hasta donde sabemos, este es el estudio más amplio sobre resultados comparativos a largo plazo publicados hasta la fecha.

Sin embargo el estudio no está exento de limitaciones. La principal es el propio de los diseños retrospectivos, sobre todo en lo referente al sesgo en la selección de pacientes para cada grupo. No obstante, los pacientes eran consecutivos y el alto tamaño de las muestras podía minimizar ese sesgo. Por otro lado, aunque el estudio era retrospectivo, los datos de los pacientes habían sido recogidos de manera prospectiva de acuerdo a protocolos estandarizados.

El estudio no fue de acuerdo con la práctica habitual porque se excluyeron los pacientes con deformidades severas de la rodilla. Esto se realizó para evitar sesgos en la valoración comparativa de resultados, ya que en los pacientes con deformidad severa suelen ser necesarios gestos quirúrgicos asociados al procedimiento protésico, e individualizados para cada paciente.

Por otro lado, nuestros hallazgos podrían ser específicos del implante utilizado y no generalizarse a otros sistemas de artroplastia. Sin embargo, ambos modelos utilizados eran de diseño similar, excepto en la interconexión fémur-inserto, y ambos eran modelos contemporáneos de acuerdo a las exigencias actuales de fabricación. Por otro lado, el modelo CR se realizaba con fijación híbrida (fémur no cementado), mientras que en el modelo PS se cementaban todos sus componentes. Otros centros utilizan cementación para ambos componentes, lo que consideramos que quizás podría ser un factor de confusión en los resultados o la longevidad de la prótesis.

Universitat d'Alacant
Universidad de Alicante



Universitat d'Alacant
Universidad de Alicante

VII. CONCLUSIONES

1. En OA de rodilla con integridad del LCP, tanto la ATR CR como la ATR PS, proporcionan satisfactorios resultados funcionales a 5 y 10 años de seguimiento, no existiendo diferencias significativas entre ambos modelos protésicos.
2. Así mismo, ambos modelos proporcionan similar rango de movilidad de la rodilla a largo plazo.
3. No hay diferencia en los resultados subjetivos del paciente, en su calidad de vida o en su grado de satisfacción.
4. La tasa de complicaciones y de necesidad de revisión quirúrgica a largo plazo es similar para ambos modelos protésicos, por lo que no hay diferencia en la supervivencia de la artroplastia.
5. A la vista de lo anterior, rechazamos la hipótesis nula, encontrando que la ATR CR es tan efectiva como la ATR PS, por lo que la selección de uno u otro modelo dependerá de la preferencia del cirujano.



Universitat d'Alacant
Universidad de Alicante

VIII. BIBLIOGRAFÍA

- Abdel MP, Morrey ME, Jensen MR, Morrey BF (2011). Increased long-term survival of posterior cruciate-retaining versus posterior cruciate-stabilizing total knee replacements. *J Bone Joint Surg Am*, 93, 2072-2078.
- Adams SB Jr, Setton LA, Kensicki E, Bolognesi MP, Toth AP, Nettles DL (2012). Global metabolic profiling of human osteoarthritic synovium. *Osteoarthritis Cartilage*, 20, 64-67.
- Aglietti P, Baldini A, Buzzi R, Lup D, De Luca L (2005). Comparison of Mobile-Bearing and Fixed-Bearing Total Knee Arthroplasty. *J Arthroplasty*, 20, 145-153.
- Aglietti P, Buzzi R, De Felice R, Giron F (1999). The Insall-Burstein total knee replacement in osteoarthritis: a 10-year minimum follow-up. *J Arthroplasty*, 14, 560-565.
- Aglietti P, Insall JN, Walker PS, Trent P (1975). A new patella prosthesis. Design and application. *Clin Orthop Relat Res*, 107, 175-187.
- Ahlbäck S (1968). Osteoarthrosis of the knee. A radiographic investigation. *Acta Radiol Diagn*, 277, 7-72.
- Alonso J, Prieto L, Antó JM (1995). The Spanish versión of the SF-36 Health Survey (the SF-36 health questionnaire): an instrument for measuring clinical results. *Med Clin (Barc)*, 104, 771-776.
- Amendola L, Fosco M, Cenni E, Tigani D (2009). Knee joint arthroplasty after tibial osteotomy. *Int Orthop*, 34, 289-295.
- Andriacchi TP, Galante JO, Fermier RW (1982). The influence of total Knee replacement design on walking and stair-climbing. *J Bone Joint Surg Am*, 64, 1328-1335.
- Ang CL, Fook S, Chia SL, Chin PL, Lo NN, Yeo SJ (2013). Unconstrained arthroplasty in type II valgus knees: posterior stabilized or cruciate retaining? *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 22, 666-673.

- Antipuesto DJ (2008). Stages of fetal development. *Nursingcrib*. Disponible en: <https://nursingcrib.com/nursing-notes-reviewer/maternal-child-health/stages-of-fetal-development/>. (Consultado 22/02/2018).
- Archibeck MJ, Berger RA, Barden RM, Jacobs JJ, Sheinkop MB, Rosenberg AG, et al (2001). Posterior cruciate ligament-retaining total knee arthroplasty in patients with reumatoid arthritis. *J Bone Joint Surg Am*, 83, 1231-1236.
- Argenson JN, Boisgard S, Parratte S, Descamps S, Bercovy M, Bonneville P, et al (2013). Survival analysis of total knee arthroplasty at minimum 10 years follow-up: A multicenter French nationwide study including 846 cases. *Orthop Traumatol Surg Res*, 99, 385-390.
- Arima J, Whiteside LA, Martin JW, Miura H, White SE, McCarthy DS (1998). Effect of partial release of the posterior cruciate ligament in total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*, 353, 194-202.
- Arnockzy SP, Bullough PG (2006). Cicatrización de los ligamentos y los meniscos de la rodilla. En: Insall JN, Scott WN (Eds.), *Cirugía de la Rodilla* (pp. 457-471). Madrid: Marbán Libros.
- Asadollahi S, Sorial R, Coffey S, Gupt M, Eslick GD (2017). Total knee arthroplasty after patellectomy: A meta-analysis of case-control studies. *The Knee*, 24, 191-196.
- Asensio-Pascual A, Climent-Perís VJ, Cuevas-Pérez A, Domecq-Fernández de Bobadilla G (2015). Controversias en artroplastia total de rodilla. *Rev S And Traum y Ort*, 32, 9-24.
- Attar FG, Khaw FM, Kirk LM, Gregg PJ (2008). Survivorship analysis at 15 years of cemented press-fit condylar total knee arthroplasty. *J Arthroplasty*, 23, 344-349.
- Bae DK, Song SJ, Park MJ, Eoh JH, Song JH, Park CH (2012). Twenty-year survival analysis in total knee arthroplasty by a single surgeon. *J Arthroplasty*, 27, 1297-1304.
- Banks SA, Harman MK, Bellemans J, Hodge WA (2003). Making sense of knee arthroplasty kinematics: news you can use. *J Bone Joint Surg Am*, 85, 64-72.
- Barrett D, Cobb A, Bentley G (1991). Joint proprioception in normal, osteoarthritic and replaced knees. *J Bone Joint Surg Br*, 73, 53-56.

- Bartel DL, Burstein AH, Santavicca EA, Insall JN (1982). Performance of the tibial component in total knee replacement. *J Bone Joint Surg Am*, 64, 1026-1033.
- Battle-Gualda E, Esteve-Vives J, Piera MC, Hargreaves R, Cutts J (1999). Adaptación transcultural del cuestionario WOMAC específico para artrosis de rodilla y cadera. *Rev Esp Reumatol*, 26, 38-45.
- Beaupre LA, Sharifi B, Johnston DW (2017). A randomized clinical trial comparing posterior cruciate-stabilizing vs posterior cruciate-retaining prostheses in primary total knee arthroplasty: 10-year follow-up. *J Arthroplasty*, 32, 818-823.
- Becher C, Heyse TJ, Kron N, Ostermeier S, Hurschler C, Schofer MD, et al (2009). Posterior stabilized TKA reduce patellofemoral contact pressure compared with cruciate retaining TKA in vitro. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 17, 1159-1165.
- Becker MW, Insall JN, Farris PM (1991). Bilateral total knee arthroplasty. One cruciate retaining and one cruciate substituting. *Clin Orthop Relat Res*, 271, 122-124.
- Bellemans J, Banks S, Victor J, Vandenuecker H, Moermans A (2002). Fluoroscopic analysis of the kinematics of deep flexion in total knee arthroplasty: influence of posterior condylar offset. *J Bone Joint Surg Br*, 84, 50-53.
- Benito P, Monfort J (2000). Etiopatogenia, clasificación y epidemiología de la artrosis. En: Alonso A (Ed.), *Manual de Enfermedades Reumáticas de la Sociedad Española de Reumatología* (3ª ed.) (pp. 463-475). Madrid: Médica Panamericana.
- Besson A, Brazier J, Chantelot C, Migaud H, Gougeon F, Duquennoy A (1999). Laxity and functional results of Miller-Galante total knee prosthesis with posterior cruciate ligament sparing after a 6-year follow-up. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot*, 85, 797-802.
- Bijlsma JW, Berenbaum F, Lafeber FP (2011). Osteoarthritis: an update with relevance for clinical practice. *Lancet*, 377, 2115-2126.
- Blagojevic M, Jinks C, Jeffery A, Jordan KP (2010). Risk factors for onset of osteoarthritis of the knee in older adults: a systematic review and meta-analysis. *Osteoarthritis Cartilage*, 18, 24-33.

- Bolanos AA, Colizza WA, McCann PD, Gotlin RS, Wootten ME, Kahn BA, et al (1998). A comparison of isokinetic strength testing and gait analysis in patients with posterior cruciate-retaining and substituting knee arthroplasties. *J Arthroplasty*, 13, 906-915.
- Booth RE Jr (1999). The price of PLC retention in TKA is too high. *Orthopedics*, 22, 1125. <https://doi.org/10.3928/0147-7447-19991201-05>.
- Burnstein AH, Wright TM (2006). Conceptos básicos de biomecánica. En: Insall JN, Scott WN (Eds.), *Cirugía de la Rodilla* (pp. 215-231). Madrid: Marbán Libros.
- Callahan CM (1994). Patient Outcomes Following Tricompartmental Total Knee Replacement. *JAMA*, 271, 1349-1357.
- Callaghan JJ, Liu SS (2006). Posterior cruciate ligament- substituting total knee arthroplasty. En: Insall JN, Scott WN (Eds), *Cirugía de la Rodilla* (pp. 1531-1557). Madrid: Marbán Libros.
- Cankaya D, Ozkurt B, Aydin C, Tabak AY (2014). No difference in blood loss between posterior-cruciate-ligament-retaining and posterior-cruciate-ligament-stabilized total knee arthroplasties. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 22, 1865-1869.
- Carmona L, Gabriel R, Ballina J, Laffon A (2001). Grupo de estudio EPISER. Proyecto EPISER 2000: Prevalencia de enfermedades reumáticas en la población española. *Rev Esp Reumatol*, 28, 1-45.
- Catani F, Leardini A, Ensini A, Cucca G, Bragonzoni L, Toksvig-Larsen S, et al (2004). The stability of the cemented tibial component of total knee arthroplasty. *J Arthroplasty*, 19, 775-782.
- Cates HE, Komistek RD, Mahfouz MR, Schmidt MA, Anderle M (2008). In Vivo Comparison of Knee Kinematics for Subjects Having Either a Posterior Stabilized or Cruciate Retaining High-Flexion Total Knee Arthroplasty. *J Arthroplasty*, 23, 1057-1067.
- Cerciello S, Vasso M, Maffulli N, Neyret P, Corona K, Panni AS (2014). Total Knee Arthroplasty After High Tibial Osteotomy. *Orthopedics*, 37, 191-198.
- Chalidis BE, Sachinis NP, Papadopoulos P, Petsatodis E, Christodoulou AG, Petsatodis G (2011). Long-term results of posterior-cruciate-retaining Genesis I total knee arthroplasty. *J Orthop Sci*, 16, 726-731.

- Chaudhary R, Beaupré LA, Johnston DW (2008). Knee range of motion during the first two years after use of posterior cruciate-stabilizing or posterior cruciate-retaining total knee prostheses. A randomized clinical trial. *J Bone Joint Surg Am*, 90, 2579-2586.
- Chen E, Ellis RE, Bryant JT, Rudan JF (2001). Acomputational model for postoperative knee kinematics. *Med Image Anal*, 5, 317-330.
- Chen JY, Lo NN, Chong HC, Pang HN, Tay DKJ, Chin PL, et al (2014). Cruciate retaining versus posterior stabilized total knee arthroplasty after previous high tibial osteotomy. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 23, 3607- 3613.
- Chisholm C, Mak D, Thyagarajan M (2015). Paediatric knee radiographs: normal appearances of the knee joint in the growing patient. <https://dx.doi.org/10.1594/essr2015/P-0124>.
- Christen B, Heesterbeek P, Wymenga A, Wehrli U (2007). Posterior cruciate ligament balancing in total knee replacement: the quantitative relationship between tightness of the flexion gap and tibial translation. *J Bone Joint Surg Br*, 89, 1046-1050.
- Claes S, Vereecke E, Maes M, Victor J, Verdonk P, Bellemans J (2013). Anatomy of the anterolateral ligament of the knee. *J Anat*, 223, 321-328.
- Clark CR, Rorabeck CH, MacDonald S, MacDonald D, Swafford J, Cleland D (2001). Posterior-stabilised and cruciate-retaining total knee replacement: a randomised study. *Clin Orthop Relat Res*, 392, 208-212.
- Clarke HD, Scott WN, Insall JN, Pedersen HB, Math KR, Vigorita VJ, et al (2006). Anatomía. En: Insall JN, Scott WN (Eds.), *Cirugía de la Rodilla* (pp. 13-76). Madrid: Marbán Libros.
- Cloutier JM, Sabouret P, Deghrar A (1999). Total knee arthroplasty with retention of both cruciate ligaments. A nine to eleven-year follow-up study. *J Bone Joint Surg Am*, 81, 697-702.
- Cohen J (Ed.) (1988). *Statistical power analysis for the behavioral sciences* (2^a ed.). Hillsdale: Erlbaum Associates.
- Colizza WA, Insall JN, Scuderi GR (1995). The posterior stabilized total knee prosthesis. Assessment of polyethylene damage and osteolysis after a ten-year-minimun follow-up. *J Bone Joint Surg Am*, 77, 1713-1720.

- Collados-Maestre I, Lizaur-Utrilla A, Gonzalez-Navarro B, Miralles-Muñoz FA, Marco-Gomez L, Lopez-Prats FA, et al (2016). Better functional outcome after single-radius TKA compared with multi-radius TKA. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 25, 3508-3514.
- Comitini S, Tigani D, Leonetti D, Commessatti M, Cuoghi F, Barca P, et al (2015). Evolution in Knee Replacement Implant. *Single Cell Biol*, 4, 109. <https://dx.doi.org/10.4172/2168-9431.1000109>.
- Conditt MA, Noble PC, Bertolusso R, Woody J, Parsley BS (2004a). The PCL significantly affects the functional outcome of total knee arthroplasty. *J Arthroplasty*, 19, 107-112.
- Conditt MA, Stein JA, Noble PC (2004b). Factors affecting the severity of backside wear of modular tibial inserts. *J Bone Joint Surg Am*, 86, 305-311.
- Cordero-Ampuero J (2008). Prótesis total de rodilla: conservar o no el ligamento cruzado posterior. En: Rodríguez-Merchán EC (Ed.). Prótesis de rodilla primaria. Estado actual (pp. 30-40). Madrid: Médica Panamericana.
- De Filippis L, Gulli S, Caliri A, Romano C, Munaò F, Trimarchi G, et al (2004). Epidemiology and risk factors in osteoarthritis: literature review data from "OASIS" study. *Reumatismo*, 56, 169-184.
- Deburge A, Aubriot JH, Genet JP (1979). Current status of a hinge prosthesis (GUEPAR). *Clin Orthop Relat Res*, 145, 91-93.
- Dejour D, Deschamps G, Garotta L, Dejour H (1999). Laxity in posterior cruciate sparing and posterior stabilized total knee prostheses. *Clin Orthop Relat Res*, 364, 182-193.
- Dennis DA, Komistek RD, Colwell CE Jr, Ranawat CS, Scott RD, Thornhill TS, et al (1998). In vivo antero posterior femoro tibial translation of the total knee arthroplasty: a multicentre analysis. *Clin Orthop Relat Res*, 356, 47-57.
- Dennis DA, Komistek RD, Mahfouz MR (2003). In vivo fluoroscopic analysis of fixed-bearing total knee replacements. *Clin Orthop Relat Res*, 410, 114-130.
- Dennis DA, Komistek RD, Scudery G, Argenson JN, Insall J, Mahfouz M, et al (2001). In vivo three-dimensional determination of kinematics for subjects with a normal knee or a unicompartamental or total knee replacement. *J Bone Joint Surg Am*, 83, 104-115.

- Domenech G, Moreno M, Fernández-Villacañas MA, Capel A, Domenech P (2001). Anatomía y biomecánica de la articulación de la rodilla. *Jano. Medicina y humanidades*. Disponible en: <https://www.jano.es/ficheros/sumarios/>. (Consultado 11/11/2017).
- Douglas MJM, Hutchison JD, Sutherland AG (2010). Anterior cruciate ligament integrity in osteoarthritis of the knee in patients undergoing total knee replacement. *J Orthopaed Traumatol*, 11, 149-154.
- Duda GN, Schneider E, Chao EY (1997). Internal forces and moments in the femur during walking. *J Biomech*, 30, 933-941.
- Ewald FC (1989). The Knee Society total knee arthroplasty roentgenographic evaluation and scoring system. *Clin Orthop Relat Res*, 248, 9-12.
- Felson DT, Couropmitree NN, Chaisson CE, Hannan MT, Zhang Y, McAlindon TE, et al (1998). Evidence for a Mendelian gene in a segregation analysis of generalized radiographic osteoarthritis: the Framingham Study. *Arthritis Rheum*, 41, 1064-1071.
- Ferguson W (1861). Excision of the knee joint: Recovery with a false joint and a useful limb. *Med Times Gaz*, 1, 601.
- Fernández-López JC, Laffon A, Blanco FJ, Carmona L (2008). EPISER Study Group. Prevalence, risk factors, and impact of knee pain suggesting osteoarthritis in Spain. *Clin Exp Rheumatol*, 26, 324-332.
- Finnegan MA, Uthoff HK (1990). The Development of the Knee. In: Uthoff HK (Ed.), *The embryology of the human locomotor system* (pp. 129-140). Heidelberg: Springer-Verlag.
- Flecher X, Parratte S, Aubaniac JM, Argenson JN (2006). A 12-28-year followup study of closing wedge high tibial osteotomy. *Clin Orthop Relat Res*, 452, 91-96.
- Forriol-Campos F, Maestro A, Vaquero-Martín J (2008). El ligamento cruzado anterior: morfología y función. *Trauma Fund MAPFRE*, 19, 7-18.
- Forriol-Campos F, Rodríguez-Merchán EC (2002). Afecciones del cartílago articular de la rodilla. *Rev Esp Cir Ortop Traumatol*, 46, 379-486.
- Frankel VH, Burstein AH, Brooks DB (1971). Biomechanics of internal derangement of the knee. Pathomechanics as determined by analysis of the instant centers of motion. *J Bone Joint Surg Am*, 53, 945-962.

- Freeman MA, Pinskerova V (2003). The Movement of the Knee Studied by Magnetic Resonance Imaging. *Clin Orthop Relat Res*, 410, 35-43.
- Freeman MA, Railton GT (1998). Should the posterior cruciate ligament be retained or resected in condylar nonmeniscal knee arthroplasty? The case for resection. *J Arthroplasty*, 3, 3-12.
- Freeman MA, Swanson SA, Todd RC (1973). Total replacement of the knee design considerations and early clinical results. *Acta Orthop Belg.* 39: 181-202.
- Friel NA, Chu CR (2013). The role of ACL injury in the development of posttraumatic knee osteoarthritis. *Clin Sports Med*, 32, 1-12.
- Gardner E, O'Rahilly R (1968). The early development of the knee joint in staged human embryos. *J Anat*, 102, 289-299.
- GBD 2015 DALYs and HALE Collaborators (2016). Global, regional, and national disability-adjusted life-years (DALYs) for 315 diseases and injuries and healthy life expectancy (HALE), 1990-2015: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2015. *Lancet*, 388, 1603-1658.
- GBD 2015 Disease and Injury Incidence and Prevalence Collaborators (2016). Global, regional, and national incidence, pre-valence, and years lived with disability for 310 diseases and injuries, 1990-2015: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2015. *Lancet*, 388, 1545-1602.
- Gill GS, Joshi AB, Milis DM (1999). Total condylar knee arthroplasty. 16-to 21-year results. *Clin Orthop Relat Res*, 367, 210-215.
- Goldberg VM, Figgie MP, Figgie HE 3rd, Heiple KG, Sobel M (1988). Use of a total condylar knee prosthesis for treatment of osteoarthritis and rheumatoid arthritis. Long-term results. *J Bone Joint Surg Am*, 70, 802-811.
- Golightly YM, Allen KD, Caine DJ (2012). A comprehensive review of the effectiveness of different exercise programs for patients with osteoarthritis. *Phys Sportsmed*, 40, 52-65.
- Gunaratne R, Pratt DN, Banda J, Fick DP, Khan RJK, Robertson BW (2017). Patient Dissatisfaction Following Total Knee Arthroplasty: A Systematic Review of the Literature. *J Arthroplasty*, 32, 3854-3860.
- Gunston FH (1971): Polycentric knee arthroplasty. Prosthetic simulation of normal knee movement, *J Bone Joint Surg Br*, 53, 272-277.

- Hanyu T, Murasawa A, Tojo T (1997). Survivorship analysis of total knee arthroplasty with the kinematic prosthesis in patients who have rheumatoid arthritis. *J Arthroplasty*, 12, 913-919.
- Harato K, Bourne RB, Victor J, Snyder M, Hart J, Ries MD (2008). Midterm comparison of posterior cruciate-retaining versus -substituting total knee arthroplasty using the Genesis II prosthesis. A multicenter prospective randomized clinical trial. *Knee*, 15, 217-221.
- Hawker G, Wright J, Coyte P, Paul J, Dittus R, Croxford R et al (1998). Health-related quality of life after knee replacement. *J Bone Joint Surg Am*, 80, 163-173.
- Hill CL, Seo GS, Gale D, Totterman S, Gale ME, Felson DT (2005). Cruciate ligament integrity in osteoarthritis of the knee. *Arthritis Rheum*, 52, 794-799.
- Hirokawa S (1993). Biomechanics of the knee joint: a critical review. *Crit Rev Biomed Eng*, 21, 79-135.
- Hoffmann AA, Tkach TK, Evanich CJ, Camargo MP (2000). Posterior stabilization in total knee arthroplasty with use of an ultracongruent polyethylene insert. *J Arthroplasty*, 15, 576-583.
- Hortobágyi T, Westerkamp L, Beam S, Moody J, Garry J, Holbert D, et al (2005). Altered hamstrings-quadriceps muscle balance in patients with knee osteoarthritis. *Clin Biomech*, 20, 97-104.
- Hossain S, Ayeko C, Anwar M, Elsworth CF, McGee H (2001). Dislocation of Insall-Burstein II modified total knee arthroplasty. *J Arthroplasty*, 16, 233-235.
- Huang CH, Lee YM, Liao JJ, Cheng CK (1998). Comparison of muscle strength of posterior cruciate-retained versus cruciate-sacrificed total knee arthroplasty. *J Arthroplasty*, 13, 779-783.
- Hungerford DS, Kenna RV, Krackow KA (1982). The porous-coated anatomic total knee. *Orthop Clin North Am*, 13, 103-122.
- Hungerford MW, Mont MA, Hungerford DS (2006). Tratamiento conservador de la artrosis de rodilla. En: Insall JN, Scott WN (Eds.), *Cirugía de la Rodilla* (pp. 565-581). Madrid: Marbán Libros.
- In Y, Kim JM, Woo YK, Choi NY, Sohn JM, Koh HS (2009). Factors affecting flexion gap tightness in cruciate-retaining total knee arthroplasty. *J Arthroplasty*, 24, 317-321.

- Incavo SJ, Johnson CC, Beynon BD, Howe JG (1994). Posterior cruciate ligament strain biomechanics in total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*, 309, 88-93.
- Insall JN, Dorr LD, Scott RD, Scott WN (1989). Rationale of the Knee Society clinical rating system. *Clin Orthop Relat Res*, 248, 13-14.
- Insall JN, Lachiewicz PF, Burnstein AH (1982). The posterior stabilized condylar prosthesis: a modification of the total condylar design. Two to four-year clinical experience. *J Bone Joint Surg Am*, 64, 1317-1323.
- Insall JN, Scott WN (Eds.) (2006). *Cirugía de la Rodilla*. Madrid: Marbán Libros SL.
- Insall JN, Scott WN, Ranawat CS (1979). The total condylar knee prosthesis. A report of two hundred and twenty cases. *J Bone Joint Surg Am*, 61, 173-180.
- Instituto Nacional de Estadística (2014). Encuesta europea de salud en España. Disponible en: <https://www.ine.es/dyngs/INEbase/>. (Consultado 05/02/2018).
- Jacobs JJ, Roebuck KA, Archibeck M, Hallab NJ, Glant TT (2001). Osteolysis: basic science. *Clin Orthop Relat Res*, 393, 71-77.
- Jacobs WCH, Clement DJ, Wymenga AB (2005). Retention versus removal of the posterior cruciate ligament in total knee replacement: A systematic literature review within the Cochrane framework. *Acta Orthop*, 76, 757-768.
- Kane RL, Saleh KJ, Wilt TJ, Bershadsky B (2005). The functional outcomes of total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am*, 87, 1719-1724.
- Kapandji AI (Ed.) (2011). *Fisiología Articular*. Madrid: Médica Panamericana.
- Karachalios T, Sarang P, Newman J (1994). Severe varus and valgus deformities treated by total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br*, 76, 938-942.
- Keating EM, Meding JB, Faris PM, Ritter AM (2002). Long-term follow-up of non modular total knee replacements. *Clin Orthop Relat Res*, 404, 34-39.
- Kelman GJ, Biden EN, Wyatt MP, Ritter MA, Colwell CW (1989). Gait laboratory analysis of a posterior cruciate-sparing total knee arthroplasty in stair ascent and descent. *Clin Orthop Relat Res*, 248, 21-25.
- Kellgren JH, Lawrence JS (1957). Radiological assessment of osteo-arthritis. *Ann Rheum Dis*, 16, 494-502.

- Kim H, Pelker RR, Gibson DH, Irving JF, Lynch JK (1997). Rollback in posterior cruciate ligament-retaining total knee arthroplasty. A radiographic analysis. *J Arthroplasty*, 12, 553-561.
- Kim RH, Springer BD, Dennis DA (2011). Reconstrucción y sustitución de la rodilla. En: Flynn JM (Ed.), *Orthopaedic Knowledge Update 10. Extremidad inferior* (pp. 41-51). Barcelona: Medical Trends.
- Kim SM, Jang SW, Seo JG, Lee SS, Moon YW (2015). Comparison of cruciate retaining and PCL sacrificing TKA with respect to medial and lateral gap differences in varus knees after medial release. *J Arthroplasty*, 30, 26-30.
- Kim YH, Choi Y, Kim JS (2009a). Range of motion of standard and high-flexion posterior cruciate-retaining total knee prostheses. A prospective randomized study. *J Bone Joint Surg Am*, 91, 1874-1881.
- Kim YH, Kim JS (2009b). Prevalence of osteolysis after simultaneous bilateral fixed- and mobile-bearing total knee arthroplasties in young patients. *J Arthroplasty*, 24, 932-940.
- Kolisek FR, McGrath MS, Marker DR, Jessup N, Seyler TM, Mont MA, et al (2009). Posterior-stabilized versus posterior cruciate ligament-retaining total knee arthroplasty. *Iowa Orthop J*, 29, 23-27.
- Komistek RD, Dennis DA, Mahfouz M (2003). In Vivo Fluoroscopic Analysis of the Normal Human Knee. *Clin Orthop Relat Res*, 410, 69-81.
- Kraus VB, Blanco FJ, Englund M, Karsdal MA, Lohmander LS (2015). Call for standardized definitions of osteoarthritis and risk stratification for clinical trials and clinical use. *Osteoarthritis Cartilage*, 23, 1233-1241.
- Kuster MS, Stachowiak GW (2002). Factors affecting polyethylene wear in total knee arthroplasty. *Orthopedics*, 25, 235-242.
- Lakshmanan P, Wilson C (2004). Total knee arthroplasty in a patellectomised posterior cruciate ligament-deficient knee: a new technique of patellar tendon bone grafting. *Knee*, 11, 481-484.
- Larson CM, Lachiewicz PF (1999). Patellofemoral complications with the Insall-Burstein II posterior-stabilized total knee arthroplasty. *J Arthroplasty*, 14, 288-292.
- Laskin RS (2002). Session III: Total knee replacement in young patients. *Clin Orthop Relat Res*, 404, 100-101.

- Laskin RS, O'Flynn HM (1997). The Insall Award. Total knee replacement with posterior cruciate ligament retention in rheumatoid arthritis. Problems and complications. *Clin Orthop Rel Res*, 1997, 345, 24-28.
- Laskin RS, Rieger M, Schob C, Turen C (1988). The posterior-stabilized total knee prosthesis in the knee with a severe fixed deformity. *Am J Knee Surg*, 1, 199.
- Lattanzio PJ, Chess DG, MacDermid JC (1998). Effect of the posterior cruciate ligament in knee-joint proprioception in total knee arthroplasty. *J Arthroplasty*, 13, 580-585.
- Lee SM, Seong SC, Lee S, Choi WC, Lee MC (2012). Outcomes of the different types of total knee arthroplasty with the identical femoral geometry. *Knee Surg Relat Res*, 24, 214-220.
- Lee WC, Kwan YH, Chong HC, Yeo SJ (2017). The minimal clinically important difference for Knee Society Clinical Rating System after total knee arthroplasty for primary osteoarthritis. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 25, 3354-3359.
- Li G, Zayontz S, Most E, Otterberg E, Sabbag K, Rubash HE (2001). Cruciate-retaining and cruciate-substituting total knee arthroplasty: an in vitro comparison of the kinematics under muscle loads. *J Arthroplasty*, 16, 150-156.
- Li N, Tan Y, Deng Y, Chen L (2014). Posterior cruciate-retaining versus posterior stabilized total knee arthroplasty: a meta-analysis of randomized controlled trials. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 22, 556-564.
- Lizaur-Utrilla A, Miralles-Muñoz FA, Elías-Calvo R (2002). La calidad de vida tras las artroplastias totales de cadera y rodilla. *Rev Esp Cir Ortop Traumatol*, 1, 31-35.
- Lombardi AV, Mallory TH, Fada RA, Hartman JF, Capps SG, Kefauver CA, et al (2001). An algorithm for the posterior cruciate ligament in total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*, 392, 75-87.
- Lombardi AV, Mallory TH, Waterman RA, Eberle RW (1995). Intercondylar distal femoral fracture. *J Arthroplasty*, 10, 643-650.
- Longo UG, Mannering N, D'Andrea V, Locher J, Salvatore G, Denaro V, et al (2017). Outcomes of Posterior-Stabilized Compared with Cruciate-Retaining Total Knee Arthroplasty. *J Knee Surg*, 31, 321-340. Lucas TS, DeLuca PF, Nazarian

- DG, Bartolozzi AR, Booth RE Jr (1999). Arthroscopy treatment of patellar clunk. *Clin Orthop Relat Res*, 367, 226-229.
- Luo SX, Zhao JM, Su W, Li XF, Dong GF (2012). Posterior cruciate substituting versus posterior cruciate retaining total knee arthroplasty prostheses: a meta-analysis. *Knee*, 19, 246-252.
- Mahoney QM, Noble PC, Rhoads DD, Alexander JW, Thilos HS (1994). Posterior cruciate function following total knee arthroplasty. A biomechanical study. *J Arthroplasty*, 9, 569-578.
- Mähringer-Kunz A, Efe T, Fuchs-Winkelmann S, Schüttler KF, Paletta JR, Heyse TJ (2015). Bleeding in TKA: posterior stabilized vs. cruciate retaining. *Arch Orthop Trauma Surg*, 135, 867-870.
- Martin JW, Whiteside LA (1990). The influence of joint line position on knee stability after condylar knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*, 259, 146-156.
- Martin SD, Haas SB, Insall JN (1995). Primary total knee arthroplasty after patellectomy. *J Bone Joint Surg Am*, 77, 1323-1330.
- Martínez-Figueroa R, Martínez-Figueroa C, Calvo-Rodríguez R, Figueroa-Poblete D (2015). Osteoarthritis (artrosis) de rodilla. *Rev Chil Ortop Traumatol*, 56, 45-51.
- Maruyama S, Yoshiya S, Matsui N, Kuroda R, Kurosaka M (2004). Functional comparison of posterior cruciate-retaining versus posterior stabilized total knee arthroplasty. *J Arthroplasty*, 19, 349-353.
- Massin P (2017). How does total knee replacement technique influence polyethylene wear?. *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*, 103, 21-27.
- Matthews J, Chong A, McQueen D, O'Guinn J, Wooley P (2014). Flexion-extension gap in cruciate-retaining versus posterior-stabilized total knee arthroplasty: a cadaveric study. *J Orthop Res*, 32, 627-632.
- Mayne A, Harshavardhan HP, Johnston LR, Wang W, Jariwala A (2017). Cruciate retaining compared with posterior stabilised Nexgen total knee arthroplasty: results at 10 years in a matched cohort. *Ann R Coll Surg Engl*, 99, 602-606.
- McGinty G, Irrang JJ, Pezzullo D (2000). Biomechanical considerations for rehabilitation of the knee. *Clin Biomech*, 15, 160-166.

- Meding JB, Keating EM, Ritter MA, Faris PM (2000). Total knee arthroplasty after high tibial osteotomy. A comparison study in patients who had bilateral total knee replacement. *J Bone Joint Surg Am*, 82, 1252-1259.
- Mérida-Velasco JA, Sánchez-Montesinos I, Espín-Ferra J, Rodríguez- Vázquez JF, Mérida-Velasco JR, Jiménez-Collado J (1997). Development of the human knee joint. *Anat Rec*, 248, 269-278.
- Messner K, Gao J (1998). The menisci of the knee joint. Anatomical and functional characteristics, and a rationale for clinical treatment. *J Anat*. 193: 161-78.
- Migaud H, De Ladoucette A, Dohin B, Cloutier JM, Gougeon F, Duquenois A (1996). Influence of the tibial slope on tibial translation and mobility of non-constrained total knee prosthesis. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot*, 82, 7-13.
- Migaud H, Tirveilliot F (2003). Preservation, resection or substitution of the posterior cruciate ligament in total knee replacement. *European Instructional Course Lectures*, 6, 176-184.
- Mihalko WM, Creek AT, Mary MN, Williams JL, Komatsu DE (2011). Mechanoreceptors found in a posterior cruciate ligament from a well-functioning total knee arthroplasty retrieval. *J Arthroplasty*, 26, 9-12.
- Mihalko WM, Krackow KA (1999). Posterior cruciate ligament effects on the flexion space in total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*, 360, 243-250.
- Miller MD, Brown NM, Della Valle CJ, Rosenberg AG, Galante JO (2011). Posterior Cruciate Ligament-Retaining Total Knee Arthroplasty in Patients with Rheumatoid Arthritis. *J Bone Joint Surg Am*, 93, 1-6.
- Miralles-Muñoz FA, Lizaur-Utrilla A, Manrique-Lipa C, López-Prats F (2014). Artrodesis sin fusión ósea con clavo modular intramedular para revisión de prótesis total de rodilla infectada. *Rev Esp Cir Ortop Traumatol*, 58, 217-222.
- Misra AN, Hussain MRA, Fiddian NJ, Newton G (2003). The role of the posterior cruciate ligament in total knee replacement. *J Bone Joint Surg Br*, 85, 389-392.
- Mont MA, John M, McGrath MS, Bonutti PA, Zywielski MG (2009). Total knee arthroplasty after patellectomy. *Semin Arthroplasty*, 20, 178-182.
- Montgomery RL, Goodman SB, Csongradi J (1993). Late rupture of the posterior cruciate ligament after total knee replacement. *Iowa Orthop J*, 13, 167-170.

- Mora JC, Przkora R, Cruz-Almeida Y (2018). Knee osteoarthritis: pathophysiology and current treatment modalities. *J Pain Res*, 11, 2189-2196.
- Mullaji AB, Padmanabhan V, Jindal G (2005). Total Knee Arthroplasty for Profound Varus Deformity. *J Arthroplasty*, 20, 550-561.
- Murakami K, Hamai S, Okazaki K, Ikebe S, Nakahara H, Higaki H, et al (2017). Kinematic analysis of stair climbing in rotating platform cruciate-retaining and posterior-stabilized mobile-bearing total knee arthroplasties. *Arch Orthop Trauma Surg*, 137, 701-711.
- Murphy L, Helmick CG (2012). The impact of osteoarthritis in the United States: a population-health perspective. A population-based review of the fourth most common cause of hospitalization in U.S. adults. *Orthop Nurs*, 31, 85-91.
- Nelson AE, Allen KD, Golightly YM, Goode AP, Jordan JM (2014). A systematic review of recommendations and guidelines for the management of osteoarthritis: The chronic osteoarthritis management initiative of the U.S. bone and joint initiative. *Semin Arthritis Rheum*, 43, 701-712.
- Netter J, Hermida J, Flores-Hernández C, Steklov N, Kester M, D'Lima D (2015). Prediction of wear in crosslinked polyethylene unicompartmental knee arthroplasty. *Lubricants*, 3, 381-393.
- National Institute for Health and Clinical Excellence (2014). Osteoarthritis: care and management. Disponible en: <https://www.nice.org.uk/guidance>. (Consultado 12/01/2018).
- Nguyen US, Zhang Y, Zhu Y, Niu J, Zhang B, Felson DT (2011). Increasing prevalence of knee pain and symptomatic knee osteoarthritis: survey and cohort data. *Ann Intern Med*, 155, 725-732.
- Noble PC, Conditt MA, Cook KF, Mathis KB (2006). The John Insall Award: Patient expectations affect satisfaction with total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*, 452, 35-43.
- Oliver WM, Arthur CHC, Wood AM, Clayton RAE, Brenke IJ, Walmsley P (2018). Excellent Survival and Good Outcomes at 15 Years Using the Press-Fit Condylar Sigma Total Knee Arthroplasty. *J Arthroplasty*, 33, 2524-2529.
- Ortega-Andreu M, Barco-Laakso R, Rodríguez-Merchán EC (2002). Artroplastia total de rodilla. *Rev Esp Cir Ortop Traumatol*, 46, 476-484.

- Osano K, Nagamine R, Todo M, Kawasaki M (2014). The effect of malrotation of tibial component of total knee arthroplasty on tibial insert during high flexion using a finite element analysis. *Scientific World Journal*. <https://dx.doi.org/10.1155/2014/695028>.
- Öztürk A, Akalın Y, Çevik N, Otuzbir A, Özkan Y, Dostabakan Y (2016). Posterior cruciate-substituting total knee replacement recovers the flexion arc faster in the early postoperative period in knees with high varus deformity: a prospective randomized study. *Arch Orthop Trauma Surg*, 136, 999-1006.
- Pagnano MW, Hanssen AD, Lewallen DG, Stuart MJ (1998). Flexion instability after primary posterior cruciate retaining total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*, 356, 39-46.
- Paletta GA Jr, Laskin RS (1995). Total knee arthroplasty after a previous patellectomy. *J Bone Joint Surg Am*, 77, 1708-1712.
- Peng L, Bai J, Zeng X, Zhou Y (2007). Comparison of isotropic and orthotropic material property assignments on femoral finite element models under two loading conditions. *Med Eng Phys*, 28, 227-233.
- Pereira DS, Jafe FF, Ortiguera C (1998). Posterior cruciate ligament-sparing versus posterior cruciate ligament-sacrificing arthroplasty. Functional results using the same prosthesis. *J Arthroplasty*, 13, 138-144.
- Peterson LF (1977). Current status of total knee arthroplasty. *Arch Surg*, 112, 1099-1104.
- Pinskerova V, Iwaki H, Freeman M (2006). Morfología y movimientos relativos de la tibia y el fémur en la rodilla de cadáver no sometida a carga: estudio mediante RM como herramienta anatómica. En: Insall JN, Scott WN (Eds.), *Cirugía de la Rodilla* (pp. 255-283). Madrid: Marbán Libros.
- Proubasta I, Gil Mur J, Planell JA (Eds.) (1997). *Fundamentos de biomecánica y biomateriales* (pp. 127-151). Madrid: Ergon.
- Puloski SK, McCalden RW, MacDonald SJ, Rorabeck CH, Bourne RB (2001). Tibial post wear in posterior stabilized total knee arthroplasty. An unrecognized source of polyethylene debris. *J Bone Joint Surg Am*, 83, 390-397.
- Putz R, Pabst R (Eds.) (2008). *Sobotta: Atlas de anatomía humana. Tronco, abdomen y miembro inferior*. Madrid: Médica Panamericana.

- Rabenda V, Manette C, Lemmens R, Mariani AM, Struvay N, Reginster JY (2007). Prevalence and impact of osteoarthritis and osteoporosis on health-related quality of life among active subjects. *Aging Clin Exp Res*, 19, 55-60.
- Ranawat AS, Ranawat CS (2012). The history of the total knee arthroplasty. In: Bonnin M, Amendola A, Bellemans J, MacDonald S, Ménétrey J (Eds.), *The Knee Joint. Surgical Techniques and Strategies* (pp. 699-707). París: Springer-Verlag.
- Ranawat CS (2002). History of total knee replacement. *J South Orthop Assoc*, 11, 218-226.
- Ranawat CS, Sculco TP (1985). History of the development of total knee prosthesis at the Hospital for Special Surgery. In: Ranawat CS (Ed.), *Total condylar knee arthroplasty*. New York: Springer-Verlag.
- Rasquinha VJ, Ranawat CS, Cervieri CL, Rodriguez JA (2006). The Press-Fit Condylar Modular Total Knee System with a Posterior Cruciate-Substituting Design. *J Bone Joint Surg Am*, 88, 1006-1010
- Richette P, Poitou C, Garnero P, Vicaut E, Bouillot JL, Lacorte JM, et al (2011). Benefits of massive weight loss on symptoms, systemic inflammation and cartilage turnover in obese patients with knee osteoarthritis. *Ann Rheum Dis*, 70, 139-144.
- Richmond SA, Fukuchi RK, Ezzat A, Schneider K, Schneider G, Emery CA (2013). Are joint injury, sport activity, physical activity, obesity, or occupational activities predictors for osteoarthritis? A systematic review. *J Orthop Sports Phys Ther*, 43, 515-524.
- Ritter MA, Faris GW, Faris PM, Davis KE (2004). Total knee arthroplasty in patients with angular varus or valgus deformities of $\geq 20^\circ$. *J Arthroplasty*, 19, 862-866.
- Ritter MA, Herbst SA, Keating EM, Faris PM, Meding JB (1994). Long-term survival analysis of a posterior cruciate-retaining total condylar knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*, 309, 136-145.
- Ritter MA, Lutgring JD, Davis KE, Berend ME (2008). The effect of postoperative range of motion on functional activities after posterior cruciate-retaining total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am*, 90, 777-784.
- Rodríguez-Merchán EC, de la Corte-García H, de la Corte-Rodríguez H (2008). Desgaste y osteolisis en prótesis total de rodilla. En: Rodríguez-Merchán EC

- (Ed.), Prótesis de rodilla primaria. Estado actual (pp. 72-80). Madrid: Médica Panamericana.
- Rossi R, Bruzzone M, Bonasia DE, Marmotti A, Castoldi F (2010). Evaluation of tibial rotational alignment in total knee arthroplasty: a cadaver study. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 18, 889-893.
- Sando T, McCalden RW, Bourne RB, MacDonald SJ, Somerville LE (2015). Ten-year results comparing posterior cruciate-retaining versus posterior cruciate-substituting total knee arthroplasty. *J Arthroplasty*, 30, 210-215.
- Sanjuan-Cerveró R, Jiménez-Honrado PJ, Gil-Monzó ER, Sánchez- Rodríguez RJ, Fenollosa-Gómez J (2005a). Biomecánica de la rodilla. *Patología del Aparato Locomotor*, 3, 189-200.
- Sanjuan-Cerveró R, Jiménez-Honrado PJ, Gil-Monzó ER, Sánchez- Rodríguez RJ, Fenollosa-Gómez J (2005b). Biomecánica de las prótesis de rodilla. *Patología del Aparato Locomotor*, 3, 242-259.
- Scheffler S (2012). The cruciate ligaments: anatomy, biology, and biomechanics. In: Bonnin M, Amendola A, Bellemans J, MacDonald S, Ménétrey J (Eds.), *The Knee Joint. Surgical Techniques and Strategies* (pp. 11-21). Paris: Springer-Verlag.
- Schmalzried TP, Szuszczewicz ES, Northfield MR, Akizuki KH, Frankel RE, Belcher G, et al (1998). Quantitative assessment of walking activity after total hip or knee replacement. *J Bone Joint Surg Am*, 80, 54-59.
- Scott CEH, Bell KR, Ng RT, MacDonald DJ, Patton JT, Burnett R (2018). Excellent 10-year patient-reported outcomes and survival in a single-radius, cruciate-retaining total knee arthroplasty. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. <https://doi.org/10.1007/s00167-018-5179-9>.
- Scott CEH, Howie CR, MacDonald D, Biant LC (2010). Predicting dissatisfaction following total knee replacement. *J Bone Joint Surg Br*, 92, 1253-1258.
- Scott DF, Smith RR (2014). A prospective, randomized comparison of posterior stabilized versus cruciate-substituting total knee arthroplasty: a preliminary report with minimum 2-year results. *J Arthroplasty*, 29, 179-181.
- Scuderi GR, Pagnano WM (2001b). Review Article: The rationale for posterior cruciate substituting total knee arthroplasty. *J Orthop Surg*, 9, 81-88.
- Scuderi GR, Scott WN, Tchejeyan GH (2001a). The Insall legacy in total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*, 392, 3-14.

- Seon JK, Park SJ, Lee KB, Yoon TR, Kozanek M, Song EK (2009). Range of motion in total knee arthroplasty: a prospective comparison of high-flexion and standard cruciate-retaining designs. *J Bone Joint Surg Am*, 91, 672-679.
- Shenoy R, Pastides PS, Nathwani D (2013). Biomechanics of the knee and TKR. *Orthopaedics and Trauma*, 27, 364-371.
- Shiers LG (1954). Arthroplasty of the knee; preliminary report of new method. *J Bone Joint Surg Br*, 36, 553-560.
- Shoji H, Shimozaki E (1996). Patellar clunk syndrome in total knee arthroplasty without patellar resurfacing. *J Arthroplasty*, 11, 198-201.
- Shoifi-Abubakar M, Kuriyama S, Ito H, Ishikawa M, Furu M, Tanaka Y, et al (2016). Influence of Posterior Cruciate Ligament Tension on Knee Kinematics and Kinetics. *J Knee Surg*, 29, 684-689.
- Singerman R, Dean JC, Pagan HD, Goldberg VM (1996). Decreased posterior tibial slope increases strain in the posterior cruciate ligament following total knee arthroplasty. *J Arthroplasty*, 11, 99-103.
- Singh JA (2011). Epidemiology of knee and hip arthroplasty: a systematic review. *Open Orthop J*, 5, 80-85.
- Sorger JI, Federle D, Kirk PG, Grood E, Cochran J, Levy M (1997). The posterior cruciate ligament in total joint arthroplasty. *J Arthroplasty*, 12, 869-879.
- Spekenbrink-Spooren A, Van Steenberghe LN, Denissen GAW, Swierstra BA, Poolman RW, Nelissen RGHH (2018). Higher mid-term revision rates of posterior stabilized compared with cruciate retaining total knee arthroplasties: 133,841 cemented arthroplasties for osteoarthritis in the Netherlands in 2007–2016. *Acta Orthop*, 23, 1–8.
- Stiehl JB, Komistek RD, Dennis DA, Paxson RD, Hoff WA (1995). Fluoroscopic analysis of kinematics after posterior-cruciate-retaining knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br*, 77, 884-889.
- Stiehl JB, Voorhorst PE, Keblish P, Sorrells RB (1997). Comparison of range of motion after posterior cruciate ligament retention or sacrifice with a mobile bearing total knee arthroplasty. *Am J Knee Surg*, 10, 216-220.
- Suzuki G, Saito S, Ishii T, Motojima S, Tokuhashi , Ryu J (2011). Previous fracture surgery is a major risk factor of infection after total knee arthroplasty. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 19, 2040-2044.

- Swanik CB, Lephart SM, Rubash HE (2004). Proprioception, kinesthesia, and balance after total knee arthroplasty with cruciate-retaining and posterior stabilized prostheses. *J Bone Joint Surg Am*, 86, 328-334.
- Swany MR, Scott RD (1993). Posterior polyethylene wear in posterior cruciate ligament-retaining total knee arthroplasty. A case study. *J Arthroplasty*, 8, 439-446.
- Tanzer M, Smith K, Burnett S (2002). Posterior-stabilized versus cruciate-retaining total knee arthroplasty: balancing the gap. *J Arthroplasty*, 17, 813-819.
- Tornero J, Piqueras JA, Carballo LF, Vidal J (2002). Epidemiología de la discapacidad laboral debida a las enfermedades reumáticas. *Rev Esp Reumatol*, 29, 373-384.
- Tría AJ Jr, Harwood DA, Alicea JA, Cody RP (1994). Patellar fractures in posterior stabilized knee arthroplasties. *Clin Orthop Relat Res*, 299, 131-138.
- Tría AJ, Klien KS (Eds.) (1992): An illustrated guide to the knee. New York: Churchill Livingstone.
- Uvehammer J (2001). Knee joint kinematics, fixation and function related to joint design in total knee arthroplasty. *Acta Orthop Scand Suppl*, 72, 1-52.
- Van den Boom LG, Brouwer RW, van den Akker-Scheek I, Bulstra SK, van Raaij JJ (2009). Retention of the posterior cruciate ligament versus the posterior stabilized design in total knee arthroplasty: a prospective randomized controlled clinical trial. *BMC Musculoskelet Disord*, 10, 119. <https://doi.org/10.1186/1471-2474-10-119>.
- Verneuil A (1860). De la création d'une fausse articulation par section ou résection partielle de l'os maxillaire inférieur, comme moyen de remédier a l'ankylose vraie ou fausse de la machoire inférieure. *Arch Gen Med*, 15, 174.
- Verra WC, Boom LG, Jacobs WC, Schoones JW, Wymenga AB, Nelissen RG (2015). Similar outcome after retention or sacrifice of the posterior cruciate ligament in total knee arthroplasty. *Acta Orthop*, 86, 195-201.
- Vertullo CJ, Lewis PL, Lorimer M, Graves SE (2017). The Effect on Long-Term Survivorship of Surgeon Preference for Posterior-Stabilized or Minimally Stabilized Total Knee Replacement. *J Bone Joint Surg Am*, 99, 1129-1139.

- Victor J, Banks S, Bellemans J (2005). Kinematics of posterior cruciate ligament-retaining and -substituting total knee arthroplasty: a prospective randomised outcome study. *J Bone Joint Surg Br*, 87, 646-655.
- Vinciguerra B, Pascarel X, Honton JL (1994). Results of total knee prostheses with or without preservation of the posterior cruciate ligament. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot*, 80, 620-625.
- Walldius B (1960). Arthroplasty of the knee using an endoprosthesis. 8 years' experience. *Acta Orthop Scand*, 30, 137-148.
- Wang CJ, Wang HE (1997). Dislocation of total knee arthroplasty. A report of 6 cases with 2 patterns of instability. *Acta Orthop Scand*, 68, 282-285.
- Wang CJ, Wang JW, Chen HS (2004). Comparing cruciate-retaining total knee arthroplasty and cruciate-substituting total knee arthroplasty: a prospective clinical study. *Chang Gung Med J*, 27, 578-585.
- Ware JE Jr, Kosinski M, Keller SD (1996). A 12-Item Short-Form Health Survey: construction of scales and preliminary tests of reliability and validity. *Med Care*, 34, 220-233.
- Warren PJ, Olanlokun TK, Cobb AG, Bentley G (1993). Proprioception after knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*, 297,182-187.
- Waslewski GL, Marson BM, Benjamin JB (1998). Early, incapacitating instability of posterior cruciate ligament-retaining total knee arthroplasty. *J Arthroplasty*, 13, 763-767.
- Weiss NG, Parvizi J, Hanssen AD, Trousdale RT, Lewallen DG (2003). Total knee arthroplasty in post-traumatic arthrosis of the knee. *J Arthroplasty*, 18, 23-26.
- Whitehouse SL, Lingard EA, Katz JN, Learmonth ID (2003). Development and testing of a reduced WOMAC function scale. *J Bone Joint Surg Br*, 85, 706-711.
- Wittenauer R, Smith L, Aden K (2013). Update on 2004 background paper, BP 6.12. Disponible en: <https://www.who.int/medicines/areas/>. (Consultado 25/06/2017).
- Wolf AD, Bruce P (2003). Burden of major musculoskeletal conditions. *Bull World Health Organ*, 81, 646-656.



Universitat d'Alacant
Universidad de Alicante

IX. ANEXOS

ANEXO 1. APORTACIONES REALIZADAS Y TRANSFERENCIA CIENTÍFICA.

La aportación del presente estudio ha sido contribuir a clarificar la gran controversia existente sobre la utilización cotidiana de un modelo CR o PS. Si bien había estudios comparativos, estos eran en su mayoría de pequeño tamaño o de corto seguimiento y el resultado de una prótesis total debe ser evidencia a largo plazo. Tan solo se habían publicado tres estudios con seguimiento de al menos 10 años, y sus resultados eran contradictorios. Por otro lado, el presente estudio es, hasta el momento, el de mayor tamaño a largo plazo de los publicados.

De los resultados del presente estudio, o relacionado con los datos recogidos durante el mismo, se han derivado dos publicaciones en revistas de alto impacto, que recientemente nos han comunicado su aceptación, aunque solo mediante un email de confirmación:

1. Cruciate-retaining versus posterior-stabilized primary total arthroplasty. Clinical outcome comparison with a minimum follow-up of 10 years.

Journal of Arthroplasty. JCR Q1

Se exponen el estudio y resultados directamente relacionados con la presente Tesis.

2. Comparison of functional outcomes between the first and second knee in staged bilateral total knee arthroplasty with diverse intervals between stages.

Journal of Arthroplasty. JCR Q1

Aprovechando la revisión de pacientes y recogida de datos, se realizó otro estudio para analizar si la longitud del intervalo entre cirugías para ATR bilateral influía en los resultados funcionales o calidad de vida de los pacientes. No se ha encontrado influencia, lo que proporciona ayuda al

cirujano para informar y aconsejar respecto a las expectativas de aquellos pacientes con afectación bilateral de las rodillas.



Universitat d'Alacant
Universidad de Alicante

ANEXO 2. EVALUACIÓN ÉTICA



Departamento de Elda

COMITÉ ÉTICO DE INVESTIGACIÓN CLÍNICA
HOSPITAL UNIVERSITARIO DE ELDACtra. Elda-Sax, s/n - 03600 ELDA (Alicante). <http://www.elda.san.gva.es>
Tfno: +34 966 989 019 - Fax: +34 966 975 024. Email: ceic_helda@gva.esCOMITÉ ÉTICO DE INVESTIGACIÓN CLÍNICA (CEIC) DEL HOSPITAL UNIVERSITARIO DE ELDA
Institutional Review Board (IRB) of Elda University Hospital

Fecha [Date] 22 / 04 / 2017

Número Protocolo Estudio Clínico Clinical Study Protocol Number	PI12017-34
--	------------

Investigador Principal Principal Investigator	Dr. Alejandro Lizaur Utrilla	Departamento Department	Cirugía Ortopédica Orthopaedic Surgery
--	------------------------------	----------------------------	---

Título del Proyecto Project Title	Comparación de resultados funcionales entre artroplastias de rodilla CR y PS Functional outcome comparison between CR and PS total knee arthroplasty.
--------------------------------------	--

CERTIFICO / CERTIFIES

Que el estudio arriba indicado, habiendo completado satisfactoriamente todos los requerimientos impuestos por las autoridades de este país, incluyendo la Declaración de Helsinki y las Normas de Buena Práctica Clínica de la Unión Europea.

That the above study, having successfully completed all the requirements imposed by the authorities of this country, including those of the Declaration of Helsinki and Norms of Good Clinical Practice of the European Union,

fue aprobado por este CEIC requiriendo consentimiento informado de los pacientes para realizar una nueva evaluación clínica.

was approved by this IRB and patient informed consent was required to performed a new clinical evaluation to the patients.

en (fecha) on (date)	21 / 04 / 2017	y efectivo hasta (fecha) and effective until (date)	no procede not applicable
-------------------------	----------------	--	------------------------------



Dr. José C. Pérez-Llorca
Secretario (Secretary)



Universitat d'Alacant
Universidad de Alicante

ANEXO 3. KNEE SOCIETY SCORES



Servicio de COT
Hospital General de Elda

Valoración rodilla
Knee Society - Insall

VALORACIÓN RODILLA - KNEE SOCIETY SYSTEM (KSS)

Modificación de la escala de Insall (HSS: Hospital Special Surgery), adoptada por la Knee Society.
Original (1989): * Insall JN, Dorr LD, Scott RD, Scott WN. Rationale of The Knee Society clinical rating system. Clin Orthop. 1989;(248):13-14. * Modificación utilizada actualmente, de 1993: Disponible en : <http://www.kneesociety.org>

Se compone de dos valoraciones independientes (no acumulables): "estado" y "función" de la rodilla. En cada escala hay unas cuestiones con puntuaciones positivas (sumar), y otras negativas (restar).

Nombre: _____ N° Historia: _____

Tipo de paciente: A (unilateral, o PTR contralateral bien) B (bilateral) C (poliarticular)

Diagnóstico: _____ Fechas: _____

ESTADO DE LA RODILLA (Knee score)	pre	1 año	2 año	3 año
(+) Dolor funcional (máx. 50)				
Al andar (terreno llano): Ninguno (35) Leve u ocasional (30) Moderado (15) Severo (0)	+	+	+	+
En escaleras: Ninguno (15) Leve u ocasional (10) Moderado (5) Severo (0)	+	+	+	+
(+) Dolor en reposo (máx. -15)	-	-	-	-
Ninguno (0) Leve (-5) Moderado (-10) Severo (-15)				
(+) Estabilidad (máx. 25)				
Medialateral (bostezo): <5 mm (15) 5-10 mm (10) > 10 mm (5)mm +mm +mm +mm +
Anteroposterior (cajón): <5 mm (10) 5-10 mm (8) > 10 mm (5)mm +mm +mm +mm +
(+) Arco de movilidad en flexo-extensión (máx. 25 = 120° de rango) (extensión completa = 0°) cada 8° de rango: 1 punto° +° +° +° +
(-) Déficit de extensión (máx. -10)° -° -° -° -
Ninguno (0) <5° (-2) 5°-10° (-5) >10° (-10)				
(-) Contractura en flexión (máx. -10)° -° -° -° -
<5° (0) 5-10° (-3) 11-20° (-5) >20° (-10)				
(-) Malalineación (Varo o valgo)	Vr/Vg° -	Vr/Vg° -	Vr/Vg° -	Vr/Vg° -
Normal (valgo de 5-10°) = 0 Otros grados (varo/valgo): cada 5° = -2 puntos				
TOTAL ESTADO RODILLA: Excelente (80-100); Bueno (70-79); Regular (60-69); Malo <60 o revisión quirúrgica por cualquier causa; Si negativo = 0				

FUNCIÓN DE LA RODILLA (Funcional score)	pre	1 año	2 año	3 año
(+) Marcha (máx. 50)				
Ilimitada (50) >10 manzanas (40) 5-10 manzanas (30) < 5 manzanas (20) Solo en domicilio (10) No puede andar (0)	+	+	+	+
(+) Escaleras (máx. 50)				
Sube y baja normal (50) Sube normal, baja baranda (40) Sube y baja baranda (30) Sube baranda, difícil bajar (15) No puede subir ni bajar (0)	+	+	+	+
(-) Ayudas (máx. -20)	-	-	-	-
No usa (0) 1 Bastón (-5) 2 Bastones (-10) Muletas, andador (-20)				
TOTAL FUNCIÓN RODILLA: Excelente (80-100); Bueno (70-79); Regular (60-69); Malo <60 o revisión quirúrgica por cualquier causa; Si negativo = 0				



Universitat d'Alacant
Universidad de Alicante

ANEXO 4. CUESTIONARIO CALIDAD DE VIDA PARA MIEMBRO INFERIOR



Servicio de COT
Hospital General de Elda

Valoración miembro inferior
WOMAC corto

FORMULARIO WOMAC CORTO ESPAÑOL

Valoración genérica para artrosis de cadera y rodilla

Batlle-Gualda E, Esteve-Vives J, Píera MC, Hargreaves R, Cutts J. Adaptación transcultural del cuestionario WOMAC específico para artrosis de rodilla y cadera. Rev Esp Reumatol 1999; 26: 38-45.

Para mostrar los resultados pueden exponerse separadamente por apartados: dolor (máximo 20), rigidez (máximo 8) y función (máximo 28); y luego total (máximo 48; normalizado escala de 0-100 = "x 100 / 48").

Nombre: _____ Nº Historia: _____ Fechas: _____

DOLOR: ¿Cuánto dolor tiene, en caderas y/o rodillas, en los últimos 2 días como consecuencia de su artrosis?:

1. Al andar por un terreno llano:	Ninguno <input type="checkbox"/> 4	Poco <input type="checkbox"/> 3	Bastante <input type="checkbox"/> 2	Mucho <input type="checkbox"/> 1	Muchísimo <input type="checkbox"/> 0
2. Al subir o bajar escaleras:	Ninguno <input type="checkbox"/> 4	Poco <input type="checkbox"/> 3	Bastante <input type="checkbox"/> 2	Mucho <input type="checkbox"/> 1	Muchísimo <input type="checkbox"/> 0
3. Por la noche en la cama:	Ninguno <input type="checkbox"/> 4	Poco <input type="checkbox"/> 3	Bastante <input type="checkbox"/> 2	Mucho <input type="checkbox"/> 1	Muchísimo <input type="checkbox"/> 0
4. Al estar sentado o tumbado:	Ninguno <input type="checkbox"/> 4	Poco <input type="checkbox"/> 3	Bastante <input type="checkbox"/> 2	Mucho <input type="checkbox"/> 1	Muchísimo <input type="checkbox"/> 0
5. Al estar de pie:	Ninguno <input type="checkbox"/> 4	Poco <input type="checkbox"/> 3	Bastante <input type="checkbox"/> 2	Mucho <input type="checkbox"/> 1	Muchísimo <input type="checkbox"/> 0
Total dolor =			Normalizado (x 100 / 20) =		

CAPACIDAD FUNCIONAL, es decir, su capacidad para moverse, desplazarse o cuidar de sí mismo. **¿Cuánta dificultad ha notado en los últimos 2 días al realizar cada una de las siguientes actividades, como consecuencia de su artrosis de caderas y/o rodillas?:**

1. Al subir las escaleras:	Ninguno <input type="checkbox"/> 4	Poco <input type="checkbox"/> 3	Bastante <input type="checkbox"/> 2	Mucho <input type="checkbox"/> 1	Muchísimo <input type="checkbox"/> 0
2. Al levantarse después de estar sentado:	Ninguno <input type="checkbox"/> 4	Poco <input type="checkbox"/> 3	Bastante <input type="checkbox"/> 2	Mucho <input type="checkbox"/> 1	Muchísimo <input type="checkbox"/> 0
3. Al andar por un terreno llano:	Ninguno <input type="checkbox"/> 4	Poco <input type="checkbox"/> 3	Bastante <input type="checkbox"/> 2	Mucho <input type="checkbox"/> 1	Muchísimo <input type="checkbox"/> 0
4. Al entrar y salir de un coche:	Ninguno <input type="checkbox"/> 4	Poco <input type="checkbox"/> 3	Bastante <input type="checkbox"/> 2	Mucho <input type="checkbox"/> 1	Muchísimo <input type="checkbox"/> 0
5. Al ponerse las medias o los calcetines:	Ninguno <input type="checkbox"/> 4	Poco <input type="checkbox"/> 3	Bastante <input type="checkbox"/> 2	Mucho <input type="checkbox"/> 1	Muchísimo <input type="checkbox"/> 0
6. Al levantarse de la cama:	Ninguno <input type="checkbox"/> 4	Poco <input type="checkbox"/> 3	Bastante <input type="checkbox"/> 2	Mucho <input type="checkbox"/> 1	Muchísimo <input type="checkbox"/> 0
7. Al sentarse:	Ninguno <input type="checkbox"/> 4	Poco <input type="checkbox"/> 3	Bastante <input type="checkbox"/> 2	Mucho <input type="checkbox"/> 1	Muchísimo <input type="checkbox"/> 0
Total función =			Normalizado (x 100 / 28) =		
TOTAL WOMAC CORTO =			NORMALIZADO (x 100 / 48) =		



Universitat d'Alacant
Universidad de Alicante

ANEXO 5. CUESTIONARIO CALIDAD DE VIDA GENERAL SF-12



Servicio de COT
Hospital General de Elda

Valoración salud general
SF-12 corto (1 de 2)

CUESTIONARIO SF-12, Versión estándar castellano

Ware JE Jr, Kosinski M, Keller SD. A 12-Item Short-Form Health Survey: construction of scales and preliminary tests of reliability and validity. Med Care. 1996;34:220-33.

Vilagut G, Ferrer M, Rajmil L, et al. El Cuestionario de Salud SF-36 español: una década de experiencia y nuevos desarrollos. Gac Sanit. 2005; 19 (2): 135-50.

Es autoadministrado por el enfermo, pero también es válido hacerlo en entrevista y por teléfono.
No sirve para dar una puntuación global, sino de cada dominio independientemente.
Puede darse una puntuación sumario de "estado físico" y "estado mental", utilizando el software.

gh1 - 1. En general, usted diría que su salud es:

Excelente 5,0 Muy buena 4,4 Buena 3,4 Regular 2,0 Mala 1,0

Su salud actual, ¿le limita para hacer actividades o cosas normales?

Si es así, ¿cuánto?

pf2 - 2. Al hacer esfuerzos moderados, como mover una mesa, pasar la aspiradora, o caminar más de 1 hora:

Si, me limita mucho 1 Si, me limita un poco 2 No, no me limita nada 3

pf4 -3. Subir varios pisos por las escaleras:

Si, me limita mucho 1 Si, me limita un poco 2 No, no me limita nada 3

Durante las 4 últimas semanas, debido a su estado físico ¿ha tenido alguno de estos problemas en sus actividades cotidianas o en su trabajo?

rp2 - 4. ¿Hizo menos de lo que hubiera querido hacer?: Sí 1 No 2

rp3 - 5. ¿Tuvo que dejar de hacer algunas tareas en su trabajo o en sus actividades cotidianas?:
Sí 1 No 2

Durante las 4 últimas semanas, debido a su estado emocional (como estar triste, deprimido o nervioso) ¿ha tenido alguno de estos problemas en sus actividades cotidianas o en su trabajo?

re2 - 6. ¿Hizo menos de lo que hubiera querido hacer?: Sí 1 No 2

re3 - 7. ¿No hizo su trabajo o actividades cotidianas tan bien como de costumbre: Sí 1 No 2

bp2 - 8. Durante las 4 últimas semanas, y debido al dolor ¿cuánto le ha dificultado su trabajo habitual (incluido el trabajo fuera de casa y las tareas domésticas)?:

Nada 5 Un poco 4 Regular 3 Bastante 2 Mucho 1

Durante las últimas 4 semanas ¿cómo ha estado o se ha sentido?:

	Siempre	Casi siempre	Muchas veces	Algunas veces	Solo alguna vez	Nunca
mh3 - 9. ¿se sintió calmado y tranquilo?:	<input type="checkbox"/> 6	<input type="checkbox"/> 5	<input type="checkbox"/> 4	<input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 2	<input type="checkbox"/> 1
vt2 - 10. ¿tuvo mucha energía?:	<input type="checkbox"/> 6	<input type="checkbox"/> 5	<input type="checkbox"/> 4	<input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 2	<input type="checkbox"/> 1
mh4 - 11. ¿se sintió desanimado y triste?:	<input type="checkbox"/> 1	<input type="checkbox"/> 2	<input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 4	<input type="checkbox"/> 5	<input type="checkbox"/> 6

sf1 - 12. Durante las 4 últimas semanas, debido a su salud física o problemas emocionales ¿cuánto le han dificultado sus actividades sociales (como visitar a los amigos o familiares)?

Siempre	Casi siempre	Algunas veces	Solo alguna vez	Nunca
<input type="checkbox"/> 1	<input type="checkbox"/> 2	<input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 4	<input type="checkbox"/> 5

El SF-126 no sirve para dar una puntuación global. Cada dominio (escala de valoración) se puntúa por separado. Los 8 dominios son: 4 para valorar "estado físico" (salud general (gh), función física (pf); rol físico (rp) y dolor corporal (bp)); y 4 para valorar el "estado mental" (rol emocional (re), función social (sf), vitalidad (vt) y salud mental (mh))

Cálculo: Es difícilísimo. En teoría, para cada dominio: se obtiene la suma de puntuación cruda. Esta se transforma a una escala 0-100: (puntos-valor mínimo / rango de valores) x 100. Si pregunta no contestada: se puntúa con el valor medio. Pero cada dominio tiene un peso (ponderación) distinto; y además debe estandarizarse con arreglo a una población general de referencia (mejor respecto a edad y sexo), para una media de 50 y desviación estándar de 10. Para los resúmenes es similar, aportando el valor medio y desviación estándar.

Por la dificultad, lo mejor es utilizar con el programa SPSS; el archivo al respecto es (SF12 v2):

Abrir archivo de datos (SF12 datos.sav): cada fila un paciente, rellenar puntuación (no cambiar nombres de las preguntas, pues no funcionaría la sintaxis para el cálculo)

Archivo/Abrir/Sintaxis/SF12 sintaxis.SPS): abrir

Edición/Seleccionar todo. Ejecutar/TODO

Resultados: descriptivos, al comienzo cada dominio (media y d.e.); al final los resúmenes de componentes físico y mental (media y d.e.).

Valores normalizados en población general española estos valores son¹¹: función física 94,4 (SD 12,8), función social 96 (SD 14,1), limitación rol: problemas físicos 91,1 (SD 25,7), limitación rol: problemas emocionales 90,1 (SD 26), salud mental 77,7 (SD 17,3), vitalidad 69,9 (SD 18,4), dolor 82,3 (SD 24,8), percepción de la salud general 80 (SD 18,8).



Universitat d'Alacant
Universidad de Alicante