

Luis Javier Floría Arnal

Estudio sobre el empleo de
cemento en los componentes
tibiales en cirugía de revisión de
artroplastia de rodilla con vainas
metafisarias de titanio e implantes
semiconstreñidos

Departamento

Cirugía, Ginecología y Obstetricia

Director/es

Martín Hernández, Carlos
Gil Albarova, Jorge Mariano

<http://zaguan.unizar.es/collection/Tesis>



Reconocimiento – NoComercial – SinObraDerivada (by-nc-nd): No se permite un uso comercial de la obra original ni la generación de obras derivadas.

© Universidad de Zaragoza
Servicio de Publicaciones

ISSN 2254-7606



Universidad
Zaragoza

Tesis Doctoral

**ESTUDIO SOBRE EL EMPLEO DE
CEMENTO EN LOS COMPONENTES
TIBIALES EN CIRUGÍA DE REVISIÓN
DE ARTROPLASTIA DE RODILLA CON
VAINAS METAFISARIAS DE TITANIO E
IMPLANTES SEMICONSTREÑIDOS**

Autor

Luis Javier Floría Arnal

Director/es

Martín Hernández, Carlos

Gil Albarova, Jorge Mariano

UNIVERSIDAD DE ZARAGOZA
Cirugía, Ginecología y Obstetricia

2018



Estudio sobre el empleo de cemento en los componentes tibiales en cirugía de revisión de artroplastia de rodilla con vainas metafisarias de titanio e implantes semiconstreñidos

Luis Javier Floría Arnal

Luis Javier Floría Arnal

**Estudio sobre el empleo de cemento
en los componentes tibiales en cirugía
de revisión de artroplastia de rodilla
con vainas metafisarias de titanio
e implantes semiconstreñidos**

Departamento

Departamento: Cirugía, Ginecología y Obstetricia

Directores

Dr: Carlos Martin Hernández

Co - director / tutor

Dr: Jorge Mariano Gil Albarova

A mis padres, por todo, porque soy gracias a ellos.

A mi hermano, porque siento tu ausencia como la más infinita de las presencias

“La vida es como un limón que te tiren al mar exprimido y seco” RA

01	JUSTIFICACIÓN E IMPORTANCIA DEL ESTUDIO	4
02	INTRODUCCIÓN	1
	2.1 Importancia de la cirugía de revisión de artroplastia de rodilla	1
	2.2 Evaluación preoperatoria	1
	2.3 Clasificación y manejo de los defectos óseos	1
	2.3.1 Clasificación de los defectos óseos	1
	2.3.1 Manejo de los defectos óseos	1
	2.4 Fijación zonal en cirugía de revisión	1
	2.5 Método de fijación	1
	2.6 Biomecánica de la cirugía de revisión, reproducción de la anatomía y estabilidad de la rodilla	1
	2.7 Vainas metafisarias	1
03	HIPÓTESIS DE TRABAJO	1
	3.1 Hipótesis conceptual	1
	3.2 Hipótesis operativas	1
04	OBJETIVOS	1
	4.1 Objetivo principal	1
	4.2 Objetivos secundarios	1

05	MATERIAL Y MÉTODOS	1
5.1	Material	1
5.1.1	Diseño de la investigación	1
5.1.2	Descripción de la población a estudio	1
5.1.2.1	Cálculo del tamaño muestral	1
5.1.2.2	Definición de las unidades de observación	1
5.1.3	Descripción del implante	1
5.2	Método	1
5.2.1	Variables descriptivas	1
5.2.2	Técnica quirúrgica	1
5.2.3	Variables resultado	1
5.2.3.1	Valoración clínica	1
5.2.3.2	Valoración radiológica	1
5.2.4	Aplicación del estudio	1
5.3	Análisis estadístico	1
5.3.1	Análisis descriptivo de los datos	1
5.3.2	Análisis bivariante	1
5.3.3	Análisis multivariante	1
5.3.4	Almacenamiento de la información	1

06	RESULTADOS	1
6.1	Descripción de la muestra	1
6.2	Resultados radiológicos	1
6.3	Resultados funcionales de toda la muestra	1
6.3.1	Variables que pueden influir en el resultado	1
6.4	Resultados según cementación o no del platillo tibial	1
6.4.1	Homogeneidad de la muestra	1
6.4.2	Resultados funcionales en función del tipo de fijación del implante	1
6.4.3	Complicaciones	1

07	DISCUSIÓN	1
	7.1 Características de la muestra	1
	7.2 Clasificación y tipo de defecto	1
	7.3 Relleno del defecto óseo	1
	7.4 Tipo de implante	1
	7.5 Método de fijación	1
	7.6 Resultados	1
	7.6.1 Influencia de edad, sexo e IMC	1
	7.6.2 Resultados radiológicos	1
	7.6.3 Resultados clínicos y funcionales	1
08	CONCLUSIONES	1
09	ANEXOS	1
	9.1 Anexo I	1
	9.2 Conflicto de intereses	1
	9.3 Atribución de imágenes con licencia	1
	9.4 Agradecimientos	1
10	BIBLIOGRAFÍA	1

ÍNDICE DE FIGURAS

1. RX AP Aflojamiento aséptico	1
2. RX L Aflojamiento aséptico	1
3. Clasificación Anderson Orthopaedic Research Institute (AORI)	1
4. Defecto AORI tipo I fémur y tibia	1
5. Defecto AORI tipo IIA fémur y tibia	1
6. Defecto AORI tipo IIB fémur y tibia	1
7. Defecto AORI tipo III fémur y tibia	1
8. Conos de tantalio	1
9. Plataforma tibial móvil con vaina y vástago	1
10. Sistema en bisagra S – ROM Noiles (Depuy Synthes)	1
11. Tratamiento del defecto óseo AORI tipo I	1
12. Tratamiento del defecto óseo AORI tipo II	1
13. Tratamiento del defecto óseo AORI tipo III	1
14. Zonas de fijación	1
15. Ilustración de una rodilla con implante de revisión en proyección AP	1
16. Ilustración de una rodilla con implante de revisión en proyección L que muestra la distancia de Figgie	1
17. Equilibrado en cirugía de revisión	1
18. Sistema PFC TC3 vaina metafisaria (Synthes – Depuy)	1
19. Vaina femoral y tibial con vástago	1
20. Vaina tibial sin vástago	1
21. Vaina femoral sin vástago	1
22. Tamaños de offset	1

ÍNDICE DE FIGURAS

23.	Montaje del componente femoral	1
24.	Implante tibial en canal medular	1
25.	Montaje de la vaina tibial	1
26.	Montaje de la vaina femoral	1
27.	Componentes femoral y tibial de prueba	1
28.	Componentes femoral y tibial de prueba	1
29.	Brocado inicial de 9 mm	1
30.	Fresado diafisario	1
31.	Preparación del hueso metafisario	1
32.	Preparación del hueso metafisario	1
33.	Fresado metafisario	1
34.	Selección de la vaina metafisaria	1
35.	Preparación de la diáfisis femoral	1
36.	Realización de cortes en muesca y bisel	1
37.	Posicionamiento de implantes de prueba	1
38.	Visión coronal de componentes de prueba	1
39.	RX AP control postoperatorio	1
40.	RX L control postoperatorio	1
41.	RX telemétricas control postoperatorio	1
42.	RX AP control postoperatorio de vainas cementadas a los dos años de seguimiento	1
43.	RX L control postoperatorio de vainas metafisarias cementadas a los dos años de seguimiento	1
44.	Cinemática de la plataforma rotatoria	1

ÍNDICE DE TABLAS

1.	Número total anual de cirugías primarias y de revisión en Noruega	1
2.	Número de cirugías de revisión de artroplastia de rodilla en Reino Unido	1
3.	Propiedades de sustitutos óseos	1
4.	Clasificación de los materiales empleados como injerto óseo	1
5.	Compatibilidad vástagos / vainas	1
6.	Tallas de bandeja tibial de revisión con MBT	1
7.	Dimensiones de vainas metafisarias en MBT	1
8.	IMC/ Fijación metafisaria	1
9.	Complicaciones	1
10.	KSS score	1
11.	Diferencia de medias KSS score	1
12.	KSS funcional	1
13.	Diferencia de medias KSS score	1
14.	WOMAC dolor	1
15.	WOMAC rigidez	1
16.	WOMAC capacidad funcional	1
17.	Diferencia de medias WOMAC dolor	1
18.	Diferencia de medias WOMAC rigidez	1
19.	Diferencia de medias WOMAC capacidad funcional	1
20.	SF-12 físico	1
21.	SF-12 mental	1
22.	Diferencia de medias SF-12 físico	1
23.	Diferencia de medias SF-12 mental	1
24.	Complicaciones/ Defecto Tibia	1
25.	Índice de masa corporal	1
26.	KSS funcional a los 2 años de seguimiento	1
27.	KSS score a los 2 años de seguimiento	1
28.	WOMAC dolor a los 2 años de seguimiento	1
29.	WOMAC función a los 2 años de seguimiento	1
30.	WOMAC rigidez a los 2 años de seguimiento	1
31.	SF-12 físico a los 2 años de seguimiento	1
32.	SF-12 mental a los 2 años de seguimient	1
33.	Complicaciones	1
34.	Tipo de defectos en estudios previos	1
35.	Tipo de implante utilizado en estudios previos	1

ÍNDICE DE GRÁFICAS

1.	Distribución por edad de artroplastias primarias de rodilla en USA en el año 2014	1
2.	Evolución en el número de cirugía primaria y de revisión de rodilla en Noruega	1
3.	Porcentaje anual de cirugías de rodilla en Australia	1
4.	Sexo/ Tipo de fijación	1
5.	Lateralidad	1
6.	Supervivencia del implante primario	1
7.	Tipo de defecto óseo según AORI	1
8.	Tipo de defecto óseo/ fijación del implante	1
9.	Seguimiento	1
10.	WOMAC	1
11.	Curva de frecuencia KSS score a los 2 años de seguimiento	1
12.	Curva de frecuencia KSS funcional a los 2 años de seguimiento	1
13.	Diagrama de caja KSS score	1
14.	Diagrama de caja KSS funcional	1
15.	Curva de frecuencia WOMAC dolor a los 2 años de seguimiento	1
16.	Diagrama de caja WOMAC dolor	1
17.	Curva de frecuencia WOMAC función a los 2 años de seguimiento	1
18.	Diagrama de caja WOMAC función	1
19.	Curva de frecuencia WOMAC rigidez a los 2 años de seguimiento	1
20.	Diagrama de caja WOMAC rigidez	1
21.	Curva de frecuencia SF-12 físico a los 2 años de seguimiento	1
22.	Diagrama de caja SF- 12 físico	1
23.	Curva de frecuencia SF-12 mental a los 2 años de seguimiento	1
24.	Diagrama de caja SF- 12 mental	1

ABREVIATURAS

AORI

Anderson Orthopaedic Research Institute

RM

Resonancia magnética

TAC

Tomografía axial computarizada

IMC

Índice de masa corporal

MBT

Mobile Bearing Tibial

KSS

Knee Society Score

WOMAC

Western Ontario and Mc Master Osteoarthritis Index

SF-12

Short Form 12

AP

Antero posterior

L

Lateral

OKS

Oxford Knee Society

HOP

Hospital Obispo Polanco

01

JUSTIFICACIÓN E
IMPORTANCIA
DEL ESTUDIO

1. JUSTIFICACIÓN E IMPORTANCIA DEL ESTUDIO

A pesar de los excelentes resultados de las prótesis totales de rodilla (PTR) primarias, cuya supervivencia a diez años según distintas series es de en torno al 90%,⁽¹⁻³⁾ un porcentaje de pacientes requiere una cirugía de revisión. Avances en el diseño del implante así como modificaciones en la técnica quirúrgica han convertido esta cirugía en una alternativa terapéutica en pacientes jóvenes activos diagnosticados de artrosis. Dado además, que el envejecimiento progresivo de la población es un hecho y que por ello la incidencia y prevalencia de la artrosis está en franco crecimiento, es razonable predecir que la demanda de cirugías primarias y de revisión aumentará en los próximos años. Cada vez son más las publicaciones que alertan sobre el futuro cambio de la estructura demográfica mundial. En España las previsiones indican que el porcentaje de personas mayores de 60 años aumentará desde el 28% en 2010 al 51% en 2060, con el consecuente incremento de cirugía primaria y de revisión de rodilla que ello conllevará ^(4,5).

La cirugía de revisión de la artroplastia total de rodilla constituye un verdadero reto para el cirujano ortopédico ya que suele acompañarse de diversos grados de pérdida de sustancia ósea que plantean dificultades para la identificación de la cantidad y localización de los defectos y de la calidad del hueso viable remanente. Hasta la fecha, en los trabajos publicados, no hay consenso sobre el tratamiento de elección en recambios protésicos de rodilla con defectos óseos severos. La fijación epifisaria ha mostrado elevados índices de fallo debido a que este área, tras el fracaso de la prótesis primaria y los daños sufridos en el proceso de retirada, presenta déficits estructurales óseos y una pobre vascularización ⁽⁶⁾. Una de las alternativas de tratamiento es el empleo de vainas metafisarias que proporcionan un soporte mecánico al implante ayudando a la fijación biológica a largo plazo, disminuyendo la complejidad de la reconstrucción y evitando posibles problemas de transmisión de cargas ^(7,8).

En los últimos años ha habido un creciente interés en la zona metafisaria para obtener la fijación estable de los implantes. Actualmente existen diferentes métodos para conseguir una fijación indirecta secundaria en la zona metafisaria reconstruyendo previamente los defectos óseos, como el empleo de cemento sólo o con tornillos ⁽⁹⁾, el aloinjerto impactado ⁽¹⁰⁾, estructural o en bloque ⁽¹¹⁾, los aumentos metálicos ⁽¹²⁾ y los conos de metal trabecular ^(13,14). Las vainas metafisarias en cambio, permiten el relleno de defectos óseos y la fijación directa en un solo paso. Anteriormente, desde la década de los 80 del pasado siglo, ya eran utilizadas en implantes modulares en bisagra pero su empleo actualmente es posible en

prótesis menos constreñidas, y son una excelente opción en el tratamiento de defectos óseos metafisarios extensos tanto tibiales como femorales ⁽¹⁵⁾.

Los resultados clínicos de las vainas metafisarias son todavía poco conocidos. En la actualidad, sin consenso en las publicaciones, sigue siendo controvertido determinar cuál es el mejor método de fijación, cementado, híbrido o sin cemento. Si realizamos una revisión de la literatura, observamos que no existen grandes diferencias en los resultados obtenidos con los distintos tipos de fijación, aunque se puede observar una mayor tendencia hacia el empleo de la fijación híbrida, de manera que la cementación está siendo sustituida por nuevos modelos que apuestan por una fijación más biológica, basada en la osteointegración ⁽¹⁶⁾. Las vainas de titanio constituyen un sistema de fijación metafisaria que permite esta osteointegración, sin embargo, siguiendo las indicaciones de la técnica quirúrgica, la mayor parte de los cirujanos emplean cemento para fijar los componentes a la superficie epifisaria o para cubrir las zonas de la vaina que quedan expuestas como consecuencia del defecto óseo ⁽¹⁷⁾.

Dado que el empleo de cemento tiene connotaciones no sólo técnicas sino también económicas y además podría modificar la evolución clínica de los pacientes sometidos a cirugía de revisión, parece necesario realizar estudios que ayuden a discernir cuál es el modelo de fijación con el que se obtendrían los mejores resultados, motivo por el cual consideramos la realización de este estudio de investigación.

02

INTRODUCCIÓN

2. INTRODUCCIÓN

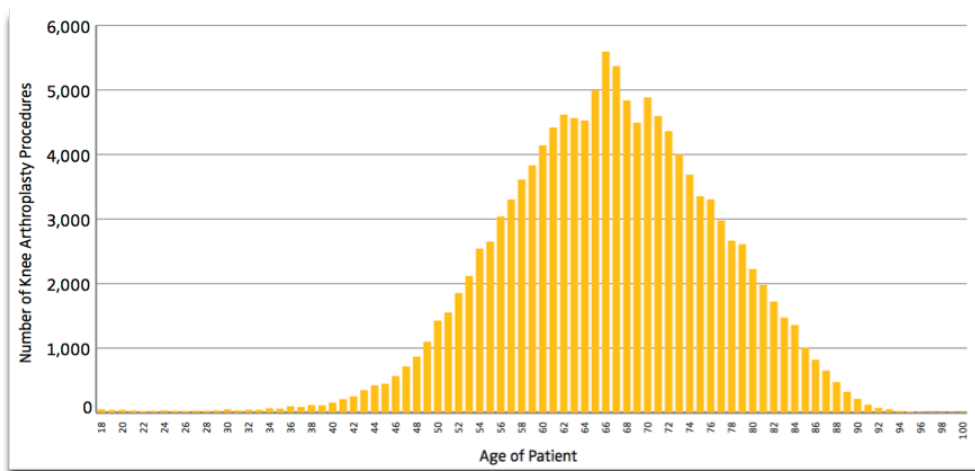
2.1. Importancia de la cirugía de revisión de artroplastia de rodilla

Las previsiones demográficas sobre países de la Unión Europea indican un envejecimiento progresivo de la población. Estos cambios en la estructura etaria repercutirán en el futuro marco económico siendo necesaria la consecución de políticas de reestructuración y redistribución de recursos que incluyan cambios en la organización del sistema sanitario ⁽⁵⁾.

El presumible envejecimiento de la población supondrá un incremento en la incidencia y prevalencia de gonartrosis, con el consecuente aumento de cirugías primarias y de revisión. Este hecho conllevará una importante carga económica a la que los países tendrán que hacer frente en un futuro no muy lejano. Según los datos estadounidenses el porcentaje de cirugía primaria de rodilla aumentará un 674% en 2030, con el consecuente incremento de cirugías de revisión. Similares estimaciones se pueden obtener de publicaciones centradas en datos de países europeos ⁽⁴⁾.

La mejora en el diseño del implante y en la técnica quirúrgica ha hecho descender el umbral de edad en el que se realiza esta cirugía, de tal manera que actualmente se ha convertido en una alternativa en pacientes jóvenes activos. A ello hay que sumar que en este momento la longevidad de la población es mayor y además es funcionalmente más activa. Como resultado de ello, no sólo se espera que la prótesis pueda rendir a un nivel de exigencia funcional más alto y durante más tiempo, sino que también los pacientes sabiendo de su existencia demandarán una cirugía de estas características a una edad más temprana con el objetivo de conseguir una mejora en la función, libre de dolor.

Los registros mundiales sobre artroplastia primaria y de revisión reflejan la importancia creciente de este procedimiento y la carga que va a suponer en los diversos sistemas sanitarios. Si nos fijamos en el registro americano, en 2014, el número total de artroplastias de rodilla fue 128.880, de las cuales 118.460 fueron primarias y 10.420 de revisión ⁽¹⁸⁾. Además del aumento en el número de procedimientos respecto a años previos, destaca el descenso en la media de edad de los pacientes intervenidos. En 2014 la media de edad fue de 66,1 años, mientras que en 2013 fue de 66,7 ⁽¹⁸⁾. La tendencia general es que en próximos años esta media de edad sea cada vez menor por el tipo de pacientes, cada vez más activos, que necesitan de implantes de última generación para el mantenimiento de esa exigencia funcional.

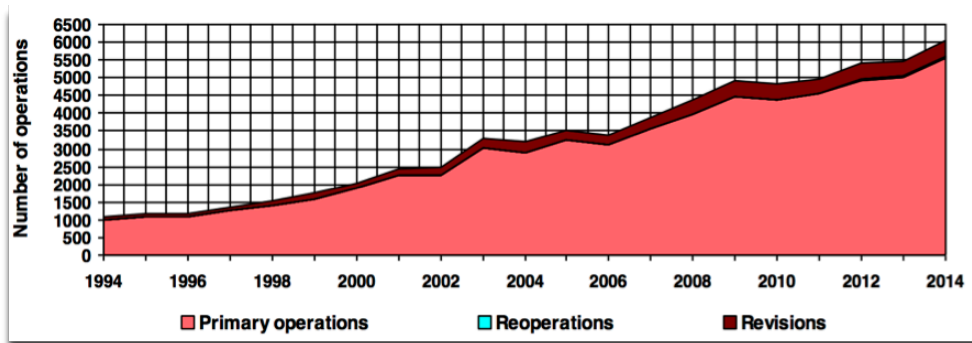


Gráfica 1. Distribución por edad de artroplastias primarias de rodilla en USA en el año 2014. Gráfica tomada de ⁽⁸⁾.

Esta tendencia se repite si nos fijamos en registros de otros países, como Noruega o Reino Unido. En el primero de ellos se observa en los últimos años un claro incremento en el número de cirugías primarias y de revisión, de las 4400 y 412 respectivamente en 2010 a las 5557 y 453 respectivamente en 2014 ⁽¹⁹⁾.

Year	Primary operations	Reoperations *	Revisions	Total
2014	5 557 (91,8%)	44 (0,7%)	453 (7,5%)	6 054
2013	5 001 (91,2%)	48 (0,9%)	432 (7,9%)	5 481
2012	4 914 (90,9%)	33 (0,6%)	459 (8,5%)	5 406
2011	4 541 (91,4%)	18 (0,4%)	407 (8,2%)	4 966
2010	4 400 (91,4%)	(0,0%)	412 (8,6%)	4 812
2009	4 468 (91,1%)	(0,0%)	438 (8,9%)	4 906
2008	3 990 (91,6%)	(0,0%)	368 (8,4%)	4 358
2007	3 588 (92,3%)	(0,0%)	301 (7,7%)	3 889
2006	3 108 (92,1%)	(0,0%)	267 (7,9%)	3 375
2005	3 254 (92,8%)	(0,0%)	251 (7,2%)	3 505
2004	2 906 (90,2%)	(0,0%)	317 (9,8%)	3 223
2003	3 037 (92,4%)	(0,0%)	250 (7,6%)	3 287
2002	2 274 (91,3%)	(0,0%)	218 (8,7%)	2 492
2001	2 237 (91,8%)	(0,0%)	200 (8,2%)	2 437
2000	1 874 (91,7%)	(0,0%)	169 (8,3%)	2 043
1999	1 595 (91,1%)	(0,0%)	155 (8,9%)	1 750
1998	1 414 (91,6%)	(0,0%)	129 (8,4%)	1 543
1997	1 242 (90,9%)	(0,0%)	124 (9,1%)	1 366
1996	1 075 (90,9%)	(0,0%)	107 (9,1%)	1 182
1995	1 091 (92,7%)	(0,0%)	86 (7,3%)	1 177
1994	995 (93,1%)	(0,0%)	74 (6,9%)	1 069
Total	62 561 (91,6%)	143 (0,2%)	5 617 (8,2%)	68 321

Tabla 1. Número total anual de cirugías primarias y de revisión en Noruega. Tabla tomada de ⁽¹⁹⁾.



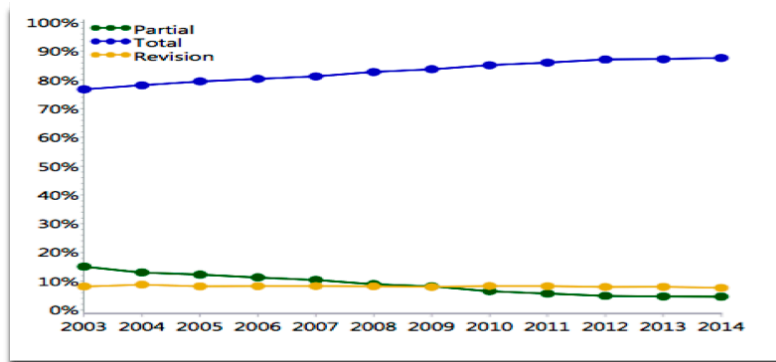
Gráfica 2. Evolución en el número de cirugía primaria y de revisión de rodilla en Noruega. Gráfica tomada de ⁽¹⁹⁾.

Misma proyección en Reino Unido, y en otros países del continente como Finlandia o Suecia así como en Australia ⁽²⁰⁾.

Year of revision surgery	Number of revision joint operations of each revision stage type per year (% of all revision joint operations in a year)			Total revision joint operations
	Single stage	Stage one of two-stage	Stage two of two-stage	
2003*	520 (82.5)	2 (0.3)	108 (17.1)	630
2004	928 (76.0)	80 (6.6)	213 (17.4)	1,221
2005	1,469 (73.6)	212 (10.6)	314 (15.7)	1,995
2006	1,932 (75.1)	283 (11.0)	359 (14.0)	2,574
2007	2,589 (74.7)	388 (11.2)	489 (14.1)	3,466
2008	3,265 (75.4)	474 (10.9)	592 (13.7)	4,331
2009	3,628 (75.9)	527 (11.0)	625 (13.1)	4,780
2010	4,097 (76.8)	574 (10.8)	665 (12.5)	5,336
2011	4,249 (77.1)	615 (11.2)	647 (11.7)	5,511
2012	4,910 (78.3)	624 (10.0)	739 (11.8)	6,273
2013	4,555 (78.0)	624 (10.7)	660 (11.3)	5,839
2014	4,580 (78.0)	658 (11.2)	635 (10.8)	5,873
All years	36,722	5,061	6,046	47,829

Tabla 2. Número de cirugías de revisión de artroplastia de rodilla en Reino Unido. Tabla tomada de ⁽²⁰⁾.

En 2014, el número de artroplastias de rodilla en Australia aumentó en 2.395 (4,7%) con respecto a 2013. El incremento en cirugías de revisión fue menor (0,1%) pero la tendencia alcista continúa manteniéndose con respecto a años anteriores. El incremento con respecto a 2003 en sustituciones de rodilla fue del 88,3%, 1% en cirugía primaria y 77,3% en cirugías de revisión ⁽²¹⁾.



Gráfica 3. Porcentaje anual de cirugías de rodilla en Australia. Gráfica tomada de ⁽²¹⁾.

Si nos centramos en nuestro país, cada vez son más las publicaciones que alertan del envejecimiento progresivo de nuestra población en los próximos 50 años. Tanto es así, que en algunas de ellas sitúan a España como el país de la Unión Europea con el mayor porcentaje de personas mayores de 60 años, con un 51% en 2060. Si se cumplen estas previsiones el número de cirugías primarias y de revisión de rodilla aumentarán, con la consecuente carga económica que supondrá en nuestro sistema sanitario ⁽⁵⁾.

Para comparar cifras con registros internacionales podemos extraer datos del registro de Cataluña que cuenta con un seguimiento desde el 2005. El número de cirugías de revisión durante ese mismo año fue de 175 mientras que diez años más tarde, en 2015 fue de 796. Si atendemos a estos datos, podemos decir que nuestro país no es la excepción a la tendencia mundial que sitúa la cirugía primaria y de revisión de rodilla como un procedimiento creciente en un futuro próximo ⁽²²⁾. Este motivo justifica la necesidad de desarrollar sistemas de revisión que garanticen unos resultados óptimos, proporcionando la mayor seguridad a un paciente funcionalmente cada vez más activo.

2.2. Evaluación preoperatoria

El éxito de una cirugía de revisión de rodilla depende del diagnóstico certero de la causa del fracaso de la prótesis primaria así como de una correcta planificación preoperatoria ⁽²³⁾. Como principio general, la cirugía de revisión debe realizarse de inmediato tras el diagnóstico de fracaso. Cuando los componentes se aflojan y cambian de posición, el fracaso es inevitable y el retraso sólo consigue una destrucción progresiva del hueso con defectos de mayor tamaño.

La evaluación preoperatoria en un paciente que va a ser sometido a una cirugía de revisión incluye una minuciosa anamnesis y exploración física así como un completo estudio radiológico y de laboratorio. Debemos obtener información sobre la cirugía previa, no sólo del tamaño y modelo del implante primario, sino de las circunstancias de la operación, cicatrización y evolución a corto y medio plazo de la rodilla y su prótesis. El examen físico incluirá evaluación del rango de movilidad, estabilidad ligamentosa, alineación de las extremidades y deslizamiento patelofemoral. Es especialmente importante estudiar la situación de la rótula y su movilidad en sentido cráneo-caudal y medio-lateral, ya que nos indicará como de elástico es el aparato extensor y condicionará el tipo de abordaje ⁽²⁴⁾.

La piel debe ser inspeccionada para determinar la incisión previa, morbilidad de tejidos blandos así como zonas de ulceración que requerirían tratamiento previo a la cirugía de revisión. De igual manera será necesaria una evaluación neurológica y vascular para descartar cualquier patología concomitante que pudiera influir en la evolución satisfactoria de la cirugía.

Igual de importante es un completo estudio analítico con determinación de VSG y PCR como diagnóstico inicial de posible etiología infecciosa así como parámetros que pongan de manifiesto la existencia de una coagulopatía. Es necesario una artrocentesis cuando exista líquido articular para analizarlo en busca de células, microorganismos y partículas de desgaste metálicas y de polietileno, así como para el cultivo aerobio, anaerobio y para hongos. Cuando exista sospecha de infección hay que analizar concentración de proteínas y glucosa evitando los antibióticos preoperatorios ⁽²⁴⁾.

Para completar el diagnóstico será imprescindible la realización de un completo estudio radiológico. En él, podremos objetivar signos de inestabilidad y de desgaste, radiolucencia, osteólisis, defectos óseos, cambios de alineación y presencia de problemas en el compartimento femoropatelar. En proyecciones convencionales podremos observar cambios

en la posición de los implantes, fracturas en el cemento y líneas de radiolucencia entre el hueso y la prótesis.



Figura 1. RX AP Aflojamiento aséptico



Figura 2. RX L Aflojamiento aséptico

El objetivo de una detallada planificación preoperatoria es determinar el tipo exacto de fracaso y no repetir los errores que provocaron el fallo de la artroplastia primaria. El cirujano debe determinar la existencia de déficits tanto a nivel óseo como en tejidos blandos y llevar a cabo una adecuada reconstrucción. Si tras la realización de esta planificación no se conoce bien el tipo de fracaso, es muy probable que la revisión no sea satisfactoria.

2.3. Clasificación y manejo de los defectos óseos

2.3.1. Clasificación de los defectos óseos

Uno de los principales problemas a los que se enfrenta el cirujano en una revisión de artroplastia de rodilla es la pérdida de la estructura ósea. Normalmente el origen de esta pérdida suele ser multifactorial, de forma primaria por las causas más frecuentes de revisión

como son: movilización de los componentes tras aflojamiento aséptico o inestabilidad, la destrucción tisular reactiva al desgaste del polietileno, la infección o bien por una fractura periprotésica, y de forma secundaria durante la cirugía, por las maniobras de extracción de los implantes.

Los defectos en la estructura ósea comprometen el soporte de los componentes del implante de revisión. La calidad del hueso suele ser mala, tanto para permitir la penetración y el anclaje del cemento óseo como para favorecer la integración de los injertos. Uno de los principales objetivos de la cirugía de revisión es preservar al máximo la estructura ósea y reconstruirla para proporcionar un soporte mecánico y biológico adecuado y duradero al nuevo implante que se va a colocar.

La valoración radiográfica preoperatoria de los defectos óseos es complicada e inexacta en la mayoría de los casos ⁽¹⁵⁾, especialmente, la de los defectos óseos femorales con prótesis posteroestabilizadas, debido a la superposición de la imagen metálica del cajetín femoral de la prótesis y la estructura ósea. Por ello, la evaluación intraoperatoria es fundamental, únicamente un exhaustivo examen tras la retirada de los implantes y el cemento determinará el verdadero déficit y la consecuente reserva ósea existente. Engh decía “ el cirujano debe anticiparse al peor escenario posible, porque a menudo los defectos óseos serán más severos que los observados en el estudio radiológico previo” ⁽²⁶⁾.

De los diferentes métodos de clasificación, el más empleado es el Anderson Orthopaedic Research Institute (AORI), en que los defectos óseos se dividen en tres tipos según el tamaño y la zona de hueso afectada:

- **Tipo 1:** hay afectación de hueso esponjoso pero la cortical metafisaria está intacta, no hay hundimiento de los implantes y no se observa osteólisis.
- **Tipo 2:** la metafisis está dañada con hundimiento de materiales y osteólisis. Se divide en dos subgrupos: 2A, cuando la lesión afecta a un cóndilo o platillo tibial y 2B si se afectan los dos.
- **Tipo 3:** la metafisis es completamente deficiente. El defecto cavitario se extiende por encima de los cóndilos femorales o es distal a la tuberosidad tibial anterior.

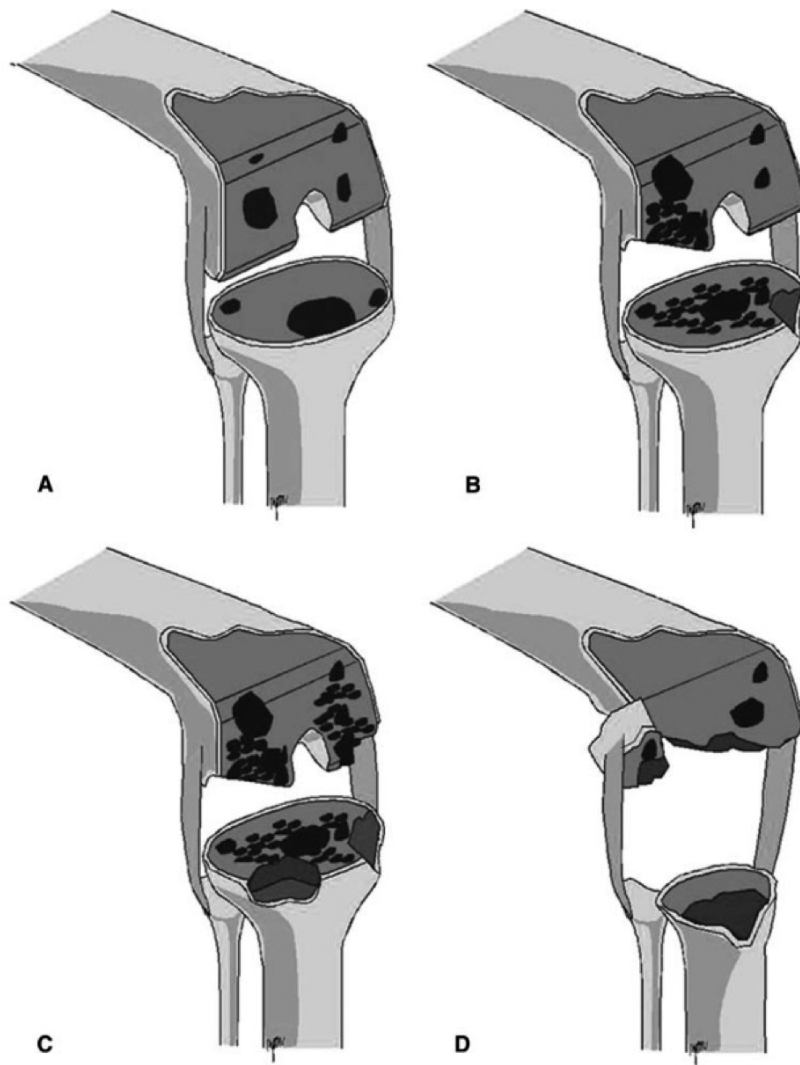


Figura 3. AORI Tipo I (A) Tipo IIA (B) Tipo IIB (C) Tipo III (D). Figura tomada de ⁽²⁷⁾.



Figura 4. Defecto AORI tipo I fémur y tibia



Figura 5. Defecto AORI tipo IIA fémur y tibia

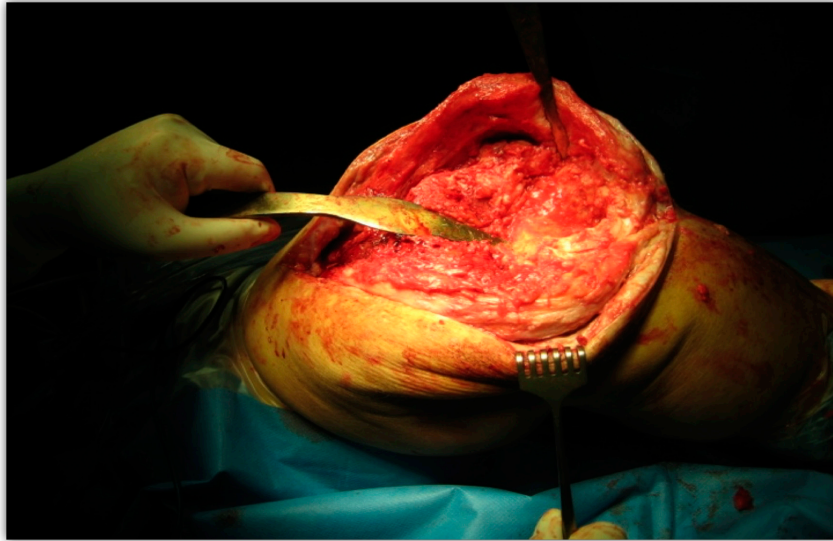


Figura 6. Defecto AORI tipo IIB fémur y tibia

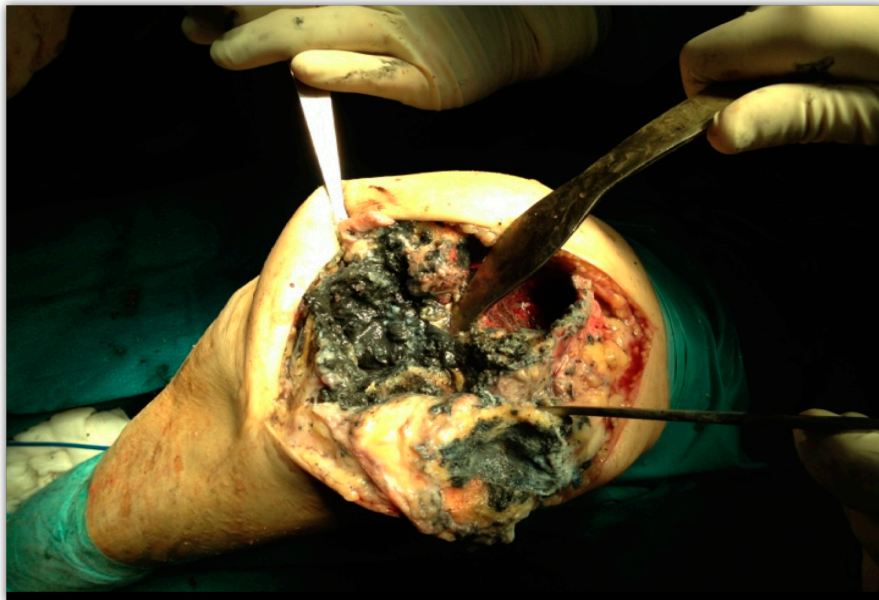


Figura 7. Defecto AORI tipo III fémur y tibia

2.3.2. Manejo de los defectos óseos

Para la reconstrucción del defecto óseo disponemos de cemento, aloinjertos (estructurales o impactados), aumentos metálicos, conos y vainas metafisarias. La elección de uno u otro dependerá de la localización y el tipo de defecto óseo en fémur y tibia.

Los defectos tipo I pueden ser fácilmente tratados con cemento o injerto de hueso esponjoso triturado. Para Ritter y Dorr ⁽²⁸⁾ la mejor elección ante un defecto < 5mm es un implante primario con cemento que rellene la pérdida ósea. Esto permite mayor estabilidad en comparación con injerto óseo impactado o aloinjerto estructural. El cemento estará indicado siempre que el defecto sea contenido. Fosco sugiere usar cemento sólo si el defecto óseo es periférico con una extensión menor del 50% de la superficie ósea y una profundidad menor del 5mm. En caso de defectos óseos de 5-10mm estaría indicado el uso de tornillos con cemento. El objetivo de los tornillos es distribuir la carga sobre la línea articular y la interfaz cemento hueso. Se trata de un método costo efectivo que puede no tener la durabilidad de los aumentos modulares metálicos y debe ser reservado para pacientes mayores con baja demanda funcional ⁽²⁹⁾.

En los defectos tipo II, disponemos de diferentes técnicas de reconstrucción en dependencia del grado de afectación ósea metafisaria. Estas incluyen injerto óseo y aumentos modulares que reconstruyen la deficiencia de reserva ósea y descargan la línea articular.

Injerto óseo: el injerto óseo triturado impactado estaría indicado en defectos tipo II para la restaurar el defecto óseo en pacientes con una mayor esperanza de vida a los que se quiere reconstruir la estructura ósea en previsión de una futura revisión ⁽³⁰⁾. Su uso está indicado en defectos óseos contenidos mayores de 10 mm o defectos leves no contenidos menores del 50% de platillo tibial/cóndilo femoral. No se recomienda su uso para reparar defectos corticales o defectos no contenidos a nivel cortical ⁽³¹⁾. Tienen el potencial de incorporarse al hueso huésped y remodelarlo y su coste es inferior a las prótesis a medida o tumorales. El inconveniente es que su resistencia puede variar de uno a otro paciente y que presentan riesgo de fractura por fatiga. La transmisión de enfermedades bacterianas o víricas es muy rara.

Propiedades de Sustitutos óseos							
Material	Osteocond.	Osteoind.	Células progenitoras	Immunog.	Morbilidad donante	Resistencia inmediata	Tasa Abs/remod.
Autoinjert esponjosa	++++	++	+++	-	+	-	+++
Autoinjert cortical	+	+/-	+/-	-	+	++	++
Aloinjerto fresco	+	+/-	-	++	-	++	+
Aloinjerto Congelad	+	+/-	-	+	-	++	-
Aloinjerto liofilizado	+	+/-	-	-	-	+/-	-
DBM	+	++	-	-	-	-	-
BMPS	-	++++	-	-	-	-	-
Médula ósea	-	+/-	++	-	-	-	-
Cerámica Sola	++	-	-	-	-	-	-
Cerámica con médula ósea	++	+/-	++	-	-	-	-
Xenoinjert	++	-	-	+++	-	+/-	-

Tabla 3. Propiedades de sustitutos óseos. Tabla tomada de ⁽³²⁾.

Algunos autores consideran que el tamaño del injerto debe ser de 0.5-1 cm porque se permite así una óptima integración en el remanente óseo ⁽³³⁾. En opinión de Whiteside, chips óseos menores de 0.5 cm son reabsorbidos por el proceso inflamatorio mientras que chips mayores de 1 cm tienen una baja e inadecuada osteointegración ⁽³⁴⁾. Los aloinjertos de hueso esponjoso permiten la remodelación ósea a través de la revascularización ⁽³⁵⁾. El injerto de esponjosa mineralizado tiene mayor capacidad de osteoconducción pero menor que el injerto cortical desmineralizado ⁽³⁶⁾.

Clasificación de los injertos y materiales óseos
Autoinjertos
Aspirado de médula o procesado de células osteogénicas
Autoinjerto esponjoso
Injerto no vascularizado de cortical
Injerto vascularizado
Aloinjerto
De cortical, esponjosa u osteocondral
Conservación; En fresco, congelado, desmineralizado, frio seco
Esterilización mediante irradiación, oxido de etileno o autoclave
Presentación: Polvo, partículas, gel, "chips", pasta, masivos
Materiales sintéticos
Bloques o gránulos osteoconductivos (HA, Si, FTC...)
Cementos osteoconductivos (HA, FTC...)
Proteínas osteoinductivas (OP-1, Op-7...)
Composite

Tabla 4. Clasificación de los materiales empleados como injerto óseo. Tabla tomada de ⁽³²⁾.

Los aloinjertos congelados constituyen una fuente de fácil acceso pero se asocian a numerosos riesgos como infección, transmisión de enfermedades virales y reacción inmunológica, pudiéndose reducir el riesgo mediante ablación de la médula ósea por lavado. El hueso liofilizado mantiene las propiedades mecánicas pero es más frágil a causa de la radiación siendo más difícil trabajar con él.

Aumentos modulares metálicos: los aumentos modulares están indicados para defectos AORI II y III en pacientes mayores con baja demanda funcional. Se utilizan especialmente en defectos no contenidos con moderada o severa pérdida ósea > 50% y > 5 mm en cóndilo femoral y/o platillo tibial. Se aconseja utilizar sólo aumentos si el 40% de la superficie no es soportada por hueso huésped y si excede el 25% del borde periférico. De acuerdo con algunos autores los resultados son mejores si se combina su uso con injertos.

La tasa de fallo de aumentos es del 48% mientras que si se combinan con injertos esta tasa desciende hasta el 19, 2% ⁽³⁷⁾. Disponemos de diferentes formas y tamaños y su uso puede ser cementado y no cementado. Los aumentos modulares son superiores al cemento solo o con tornillos en términos de resistencia mecánica a la carga.

Lombardi ⁽³⁸⁾ recomendó el uso del aumentos modulares cuando el 50% del cóndilo femoral y/o platillo tibial está comprometido con un defecto mayor de 5 mm en profundidad. Aumentos en tibia, ya sea en cuña o en bloque pueden suplir defectos de hasta 20 mm, mientras que aumentos en fémur distal, ya sea distalmente o posteriormente pueden suplir de 8 a 10 mm de longitud dependiendo del sistema de revisión.

Se trata de un sistema simple y rápido de rellenar el defecto óseo y de restaurar la altura de la interlínea articular, que no requiere incorporación al huésped. Por contra, su utilización aumenta el coste y la zona de unión con la prótesis puede generar partículas metálicas. Requieren de un corte preciso que permita el contacto directo con el hueso, el problema es que en ocasiones para ajustar bien el suplemento puede ser necesario realizar una amplia resección ósea o colocar cemento. En este escenario la fijación al hueso puede verse dificultada, sin embargo la estabilidad intrínseca de la prótesis-suplemento es suficiente para realizar una transmisión directa de carga al hueso. Patel publicó un 92% de supervivencia en 79 revisiones de artroplastia primaria de rodilla tratadas con aumentos modulares con una media de seguimiento de 11 años ⁽³⁹⁾.

Los actuales diseños de modernos aumentos modulares mantienen una alta porosidad (70-80%) que permite el crecimiento óseo, un bajo módulo de elasticidad y un coeficiente elevado de fricción contra el hueso, lo que aumenta la estabilidad inicial.

Defectos tipo III: la reconstrucción es mucho más compleja debido a la gran afectación metafisaria que puede abarcar hasta ambos cóndilos femorales o más allá del platillo tibial con frecuente afectación ligamentosa. Las opciones de tratamiento comprenden aloinjerto estructural, conos y vainas metafisarias.

Aloinjerto estructural: esta técnica es usada en el tratamiento de defectos segmentarios contenidos no mayores de 15 mm en fémur y 20-45 mm en tibia en pacientes con una mayor esperanza de vida a los que se requiere reconstruir la estructura ósea en previsión de una nueva revisión en el futuro ^(40,41). Es fundamental, la vitalidad del hueso huésped para maximizar la supervivencia del injerto. Cabeza femoral, segmentos de fémur distal y tibia proximal son los más usados. Es preferible el tipo de aloinjerto que encaje mejor

con el defecto óseo y que permita una orientación de las trabéculas paralela a las líneas de fuerza. Si el defecto óseo es pequeño son preferibles las cabezas femorales, porque tienen una mayor resistencia mecánica que el fémur distal.

Lo ideal es que el injerto sea encajado directamente en el hueso huésped y asegurado con un vástago cementado largo. Sin embargo, la preparación del injerto para encajar en el defecto puede requerir una importante demanda técnica y consumo de tiempo ⁽⁴²⁾. En una revisión sistemática reciente del uso de aloinjerto estructural en cirugías de revisión de artroplastia de rodilla ⁽⁴³⁾ un total de 551 aloinjertos en bloque fueron usados en 476 revisiones. La media de seguimiento fue 5.9 años. Los resultados mostraron un 6.5% de tasa de nueva cirugía por aflojamiento o fractura del injerto, un 3.4% presentaron aflojamiento aséptico y un 5.5% infección profunda. El objetivo fundamental del aloinjerto estructural es maximizar la estabilidad con el hueso huésped proporcionando una plataforma estable para la fijación del implante.

Conos de metal trabecular: constituyen un método de fijación metafisaria proporcionando soporte estructural a través de fijación biológica mediante osteointegración ⁽⁴⁴⁾. Biomecánicamente, la fijación metafisaria proporciona ventajas en la durabilidad del implante a largo plazo, ya que al generar la carga en zona ósea proximal se fomenta la regeneración ósea y el crecimiento interno minimizando el llamado stress-shielding (fenómeno de osteopenia por descarga) que puede aparecer con vástagos de anclaje diafisario ⁽⁴⁵⁾.

Los conos metafisarios altamente porosos están hechos de tantalio, un material biocompatible que proporciona soporte estructural inmediato con un alto coeficiente de fricción, o bien de titanio trabecular. El proceso de osteointegración es favorecido por su alta porosidad. Existen diferentes opciones para utilizar el tamaño más adecuado a la cavidad metafisaria, pudiéndose rellenar el espacio entre cono y cortical con hueso esponjoso triturado e impactado. En todos los casos, se añadirá un vástago endomedular. Éstos aportan una mayor estabilidad, ya desde el periodo inicial, sobre el componente articular, para soportar los movimientos varo-valgo y antero-posterior, disminuyendo el estrés en la interfaz metafisaria hueso-prótesis. Si el defecto es central es apropiado optar por un vástago recto. Sin embargo, si el defecto es asimétrico con respecto al canal el uso de vástagos con offset reduce el riesgo de implante en mala posición ⁽⁷⁾.



Figura 8. Conos de Tantalio

La cementación de dichos vástagos genera controversia en la literatura. Su cementación permite la adaptación del mismo a cualquier tamaño de canal medular y reconstruir defectos epifisarios, pero ante una nueva cirugía de revisión, se dispone de menos reserva ósea. El uso de vástagos no cementados permite una alineación precisa del miembro y en el caso de que sea necesaria una nueva revisión, se dispone de mayor reserva ósea remanente ⁽⁴⁶⁾.

Brown recientemente publicó 83 casos de utilización de conos en fémur y tibia con un seguimiento medio de 40 meses, en los que el 99% de los casos mostraron signos de osteointegración en las radiografías ⁽¹⁴⁾. En el estudio de Kamath ⁽⁴⁷⁾ que comprendió 66 conos en tibia con un mínimo de seguimiento de 5 años y un máximo de 9, se objetivó una supervivencia del 96% de los implantes, confirmando la durabilidad de los mismos en pacientes con defectos óseos moderados-severos. A nivel femoral, se han publicado resultados favorables en estudios recientes como en el de Howard ⁽⁴⁸⁾, donde de 23 conos femorales en pacientes con defectos tipo IIB y III no se evidenciaron signos clínicos y radiológicos de aflojamiento.

Vainas metafisarias de titanio: están indicadas en pacientes mayores donde existe deficiencia ósea metafisaria, si hay un soporte óseo femoral deficiente y si además hay dificultad de controlar la rotación del componente femoral. Constituyen una solución a la deficiencia ósea metafisaria mediante ajuste a presión. A diferencia del cono metafisario se une al implante mediante un cono morse ⁽⁴⁹⁾.



Figura 9. Plataforma tibial móvil con vaina y vástago

En el caso de defectos óseos más severos se puede requerir el uso de implantes tumorales o implantes en bisagra. Las sustituciones de fémur distal son utilizadas para tratar fracturas periprotésicas continuas o pérdidas óseas catastróficas que comprometan la estabilidad ligamentosa ⁽⁵⁰⁾. Constituyen una excelente opción cuando el hueso metafisario es insuficiente para proporcionar estabilidad intrínseca axial y a la rotación, necesaria para el uso de conos de tantalio o vainas de titanio.



Figura 10. Sistema en bisagra S – ROM Noiles (Depuy Synthes)

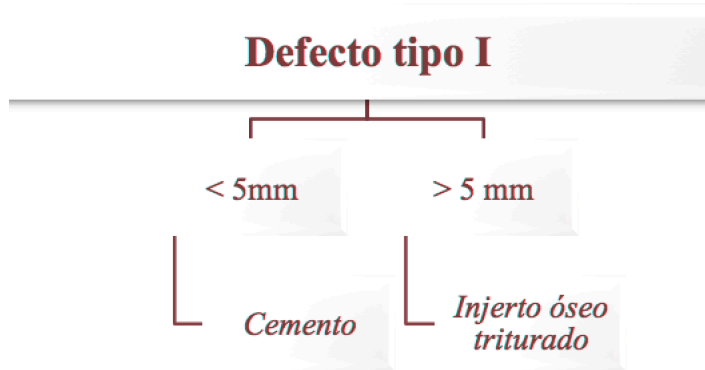


Figura 11. Tratamiento del defecto óseo AORI tipo I. Elaboración propia a partir de Radnay y cols ⁽⁷⁾.

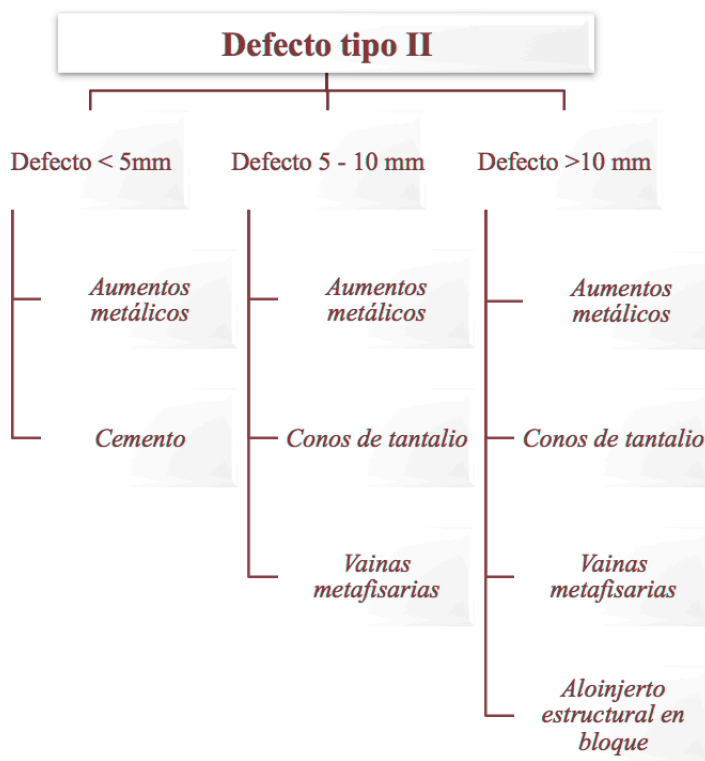


Figura 12. Tratamiento del defecto óseo AORI tipo II. Elaboración propia a partir de Radnay y cols ⁽⁷⁾.

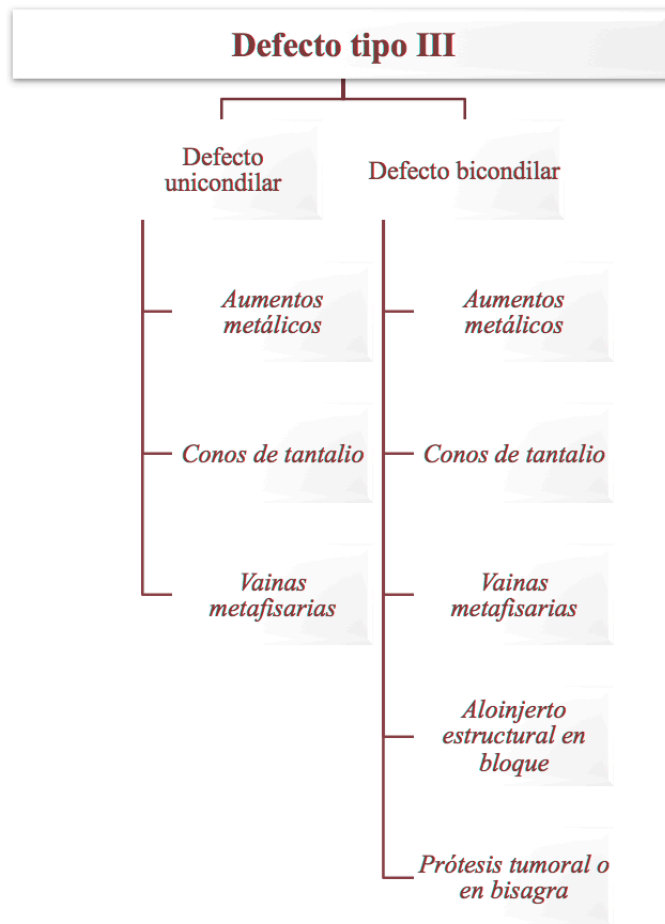


Figura 13. Tratamiento del defecto óseo AORI tipo III. Elaboración propia a partir de Radnay y cols ⁽⁷⁾.

2.4. Fijación zonal en cirugía de revisión

El fémur distal y la tibia proximal pueden ser divididas en tres zonas anatómicas en función de la zona de fijación: zona 1, superficie articular o epífisis, zona 2 o metafísis y zona 3 o diáfisis.

Epífisis (Zona 1): en la mayoría de las cirugías de revisión la zona 1 está comprometida por el propio fallo del implante y el proceso de extracción. Para mejorar la fijación en esta zona es necesario crear una superficie estable libre de restos de cemento, hueso avascular y membrana fibrosa. Si es necesario, se puede recurrir a la aumentación para proporcionar la estabilidad y fijación adecuada. Esta aumentación puede ser con cemento, injerto óseo o metal. Según la bibliografía, la estabilidad en la zona 1 sólo se puede conseguir con cemento de polimetilmetacrilato ⁽⁵¹⁾.

Cuando se requiere aumentación, es necesario conseguir al menos fijación en otra zona. Los vástagos diafisarios proporcionan estabilidad en zona 1 y zona 3 al mismo tiempo. A menudo los centros geométricos de epífisis y diáfisis no están alineados, motivo por el cual se requiere el uso de offset que permita una adecuada cobertura en zona 1 y minimice la posibilidad de voladizo del componente tibial ⁽⁵¹⁾.

Metáfisis (Zona 2): la mayoría de sistemas de revisión consiguen una estabilidad combinada en zonas 1 y 3, sin embargo, la estabilidad en la zona 2 ofrece ventajas como las que proporcionan los nuevos sistemas de revisión. La fijación en metáfisis está más cerca del punto de articulación y como resultado facilita la restauración de la línea articular. Los centros geométricos de epífisis y metáfisis están alineados obviando la necesidad de un offset. La fijación en zona 2 permite el uso de vástagos diafisarios cortos mitigando el efecto de traslación anterior del arco femoral y permitiendo traslación posterior del componente articular.

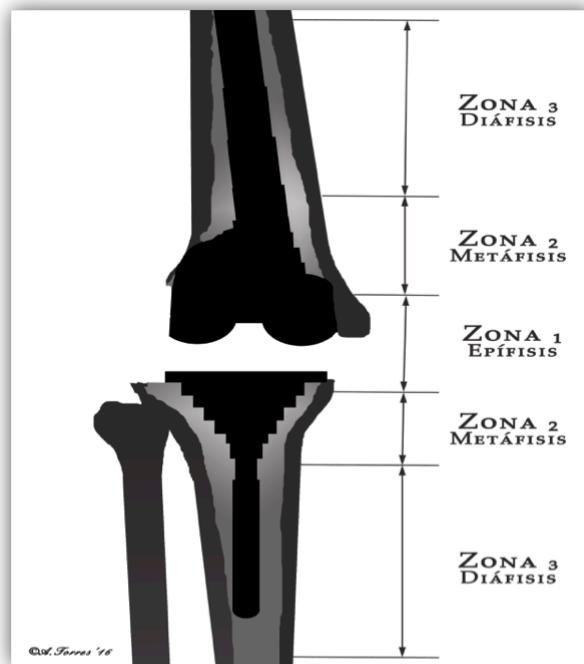


Figura 14. Zonas de fijación

La fijación en zona 2 puede obtenerse con cemento , injerto óseo, conos de metal trabecular o vainas metafisarias. La fijación con cemento es fácilmente disponible y puede usarse con vástagos cementados o no cementados. Al usar cemento es indispensable conocer que la estabilidad metafisaria en zona 2, se conseguirá previa reconstrucción del defecto óseo. Los conos de metal trabecular proporcionan soporte siguiendo el mismo principio de los anillos acetabulares de reconstrucción. Tienen una estructura similar al hueso esponjoso siendo altamente biocompatibles y osteoconductores. Ofrecen ventajas como el ajuste a presión que permite carga inmediata.

La fijación mediante vainas metafisarias permite la transferencia de cargas evitando el estrés que ello supone estimulando el crecimiento óseo. Proporciona una mejor restauración de la línea articular generando estabilidad axial y rotacional pudiendo constituir una alternativa a los vástagos largos. Su uso permite la cobertura del defecto óseo y la fijación directa primaria del implante en un solo paso. Pueden ser usadas con cemento o sin cemento con el objetivo prioritario de rellenar los defectos óseos y restaurar la línea articular ⁽⁵²⁾.

Diáfisis (Zona 3): la fijación en zona 3 mediante vástagos diafisarios ha demostrado conseguir una descarga de la metafisis, donde la aumentación puede ser necesaria, protegiendo así el implante o la interfaz de cemento del fallo. Estos vástagos pueden ser cementados o no cementados ofreciendo ambos una larga supervivencia pero con limitaciones.

Los vástagos cementados se utilizan en pacientes con mala calidad ósea diafisaria y un canal medular grande; pacientes cuya reserva ósea no permite un buen ajuste a presión mediante vástagos no cementados y en aquellos que tienen pobre calidad ósea metafisaria. Esta fijación permite la utilización de vástagos cortos, que proporcionan carga inmediata. Sin embargo, los vástagos cementados pueden producir resorción ósea metafisaria a través del fenómeno de stress-shielding (la zona de hueso no sometida a carga sufre resorción siguiendo la ley de Wolff) ⁽⁵³⁾. Los vástagos no cementados se utilizan en pacientes con buena calidad ósea y una geometría de canal medular favorable que permite su impactación. Parecen afectar menos a la densidad del hueso metafisario aunque se ha visto la aparición de líneas de radiolucencia de significado incierto alrededor del vástago ⁽⁵⁴⁾.

Ambos vástagos, cementados y no cementados se han asociado con la aparición de dolor en la punta del mismo a nivel de tibia. Estudios biomecánicos han demostrado que esta situación es resultado del estrés generado y el desajuste producido en el módulo de elasticidad entre el vástago y la superficie ósea. Las presiones pico son más altas en caso de vástagos no cementados largos, gruesos y rígidos. Esto apoya el uso de vástagos cementados cortos para la obtención de una fijación adecuada. Modificaciones en el diseño de vástagos no cementados como ranuras o incisiones y la utilización de materiales flexibles como el titanio, pueden reducir la incidencia de este dolor ⁽⁵⁵⁾. La decisión de emplear vástagos cementados o no cementados dependerá de cada paciente, de su calidad ósea y de la historia de revisión previa.

Se puede decir que la reconstrucción y fijación en cirugías de revisión está cambiando con el objetivo de conseguir los mejores resultados. El concepto de fijación zonal proporciona una metodología de trabajo aplicable al fémur y tibia y debería ser tenida en cuenta por cada cirujano que se enfrente a una cirugía de revisión. Dicha clasificación puede ser aplicable tanto al fémur como a la tibia. Durante la planificación preoperatoria hay que tener en cuenta tres cuestiones: cuáles son las zonas viables para la fijación, qué método de fijación es apropiado y cuál es el mejor implante. La ausencia de respuesta a estas preguntas podría generar un fallo precoz del mismo.

2.5. Método de fijación

Se ha aceptado el uso de cuñas, aumentos metálicos modulares, conos y recientemente de vainas metafisarias de titanio para compensar la pérdida de hueso. De igual manera está extendido el uso de injertos óseos triturados o estructurales con el objetivo de rellenar los defectos articulares. El uso de vástagos proporcionará un aumento en la estabilidad y fijación al implante. El principal objetivo de los vástagos en una cirugía de revisión de rodilla es disminuir las cargas en la interfaz del hueso dañado (en fémur distal o tibia proximal). Los vástagos suelen usarse para compensar los defectos óseos y crear una superficie protésica adicional para la fijación del implante⁽⁵⁶⁾. El problema aparece cuando tengamos que decidir si el vástago será cementado o no. En la actualidad, sigue siendo controvertido cuál es el mejor método de fijación: cementado, híbrido o sin cemento.

1. **Fijación cementada:** la fijación cementada aporta su adaptabilidad a una geometría ósea distorsionada, logrando una fijación satisfactoria en pacientes con canal medular ancho y gran osteopenia. Permite una amplia superficie de fijación al hueso, metafisaria y diafisaria, y ofrece la posibilidad de liberación local de antibióticos. La cementación de los vástagos permite que estos se adapten mejor a las deformidades del canal medular, teniendo en cuenta que la falta de relleno de éste suele asociarse a un mayor riesgo de mala alineación. Su uso está indicado en canales medulares grandes que no se adapten a vástagos a presión y para huesos dañados o escleróticos metafisarios, que requieran la extensión del cemento dentro del canal medular para proporcionar una fijación adecuada⁽⁵⁷⁾.

Sus principales inconvenientes son, la asociación a una deficiente transmisión de cargas, la posible dificultad que comporta su extracción ante un recambio y la posibilidad de no asegurar una alineación satisfactoria de los componentes protésicos debido a la falta de relleno de canal medular si la técnica de cementado no es correcta⁽⁵⁸⁾. Por otra parte, no hay que olvidar que la utilización de cemento no está exenta de complicaciones, como son la embolia grasa, la migración de partículas de cemento o la inducción de resorción ósea⁽⁵⁸⁾.

2. **Fijación híbrida:** se cementan las superficies condíleas y metafisarias, pero no los vástagos, que se colocan impactados. Este tipo de fijación nació con el objetivo de evitar por un lado, el cemento residual intramedular y por otro, disminuir la pérdida ósea derivada de la retirada de implantes primarios en cirugías de revisión. Fue Berlin⁽⁵⁹⁾ quien publicó el primer trabajo sobre fijación híbrida, presentando resultados

favorables en el 91% de las revisiones en cuanto a dolor y ausencia de la necesidad de una nueva revisión. Estos datos eran mejores que los publicados hasta la fecha sobre fijación cementada, motivo por el cual se generó un creciente interés por esta técnica. Hasta el día de hoy ha mostrado resultados satisfactorios en diversas publicaciones con una adecuada restitución de línea articular, y también resultados favorables tanto radiológicos como en el tipo de fijación, equiparables a los de la fijación cementada. Su principal ventaja respecto a dicha fijación sería una mejor alineación intramedular del eje anatómico ⁽⁶⁰⁾.

Wood ⁽⁵⁴⁾ demostró una alta incidencia de líneas diafisarias de esclerosis, normalmente a nivel de la punta del vástago, sin que justificaran un incremento del número de aflojamientos asepticos. Estas líneas fueron tildadas de hallazgos benignos posiblemente relacionados con la preparación previa del canal medular. Se puede decir, que la fijación híbrida en cirugías de revisión de artroplastia de rodilla ha demostrado resultados a medio plazo similares a los de la fijación cementada sin las inherentes complicaciones del cementado intramedular.

- 3. Fijación no cementada:** la integración del implante metálico con la superficie ósea depende de 3 parámetros: el contacto implante-hueso, que no debería superar los 2 μ m (el ideal es el menor de 0,5 μ m), ya que si es mayor el contacto es subóptimo, la movilidad en la interfaz hueso-implante, que debe ser inferior a 28 μ m, dado que con valores mayores predomina la formación del tejido fibroso sobre la formación del tejido óseo y, por último, las características de la superficie de contacto del implante, que pueden variar según los modelos y el fabricante, desde esferas o fibras soldadas a la superficie, rociadas con una película de metal/cerámica, soluciones de cerámica o microtexturas y macrottexturas ⁽⁶¹⁾.

La aplicación de estos principios ha permitido el desarrollo de implantes no cementados. Aunque se han publicado series con resultados de supervivencia no del todo satisfactorios ⁽⁵⁵⁾ también existen otros trabajos que muestran cifras de supervivencia a largo plazo similares a las derivadas del empleo de cemento ⁽⁶²⁾. La utilización de implantes no cementados está indicada principalmente cuando haya un buen hueso diafisario con geometría adecuada que permita un buen ajuste a presión y un hueso metafisario sano acompañante. El empleo de implantes no cementados destaca por su facilidad de uso y de extracción, la capacidad de poder conseguir una buena alineación así como la compatibilidad con la mayoría de los sistemas de instrumentación intramedular existentes para recambios de rodilla. Esta técnica no está exenta

de complicaciones ya que la fijación primaria puede ser subóptima, existe riesgo de dolor en la punta del vástago así como un fallo en la alineación de la línea articular en caso de deformidades anatómicas metafisarias o diafisarias.

Los resultados referidos en la literatura muestran que no existen grandes diferencias entre los distintos tipos de fijación, en cuanto a tasa de supervivencia, tasa de aflojamiento aséptico y resultados clínicos, aunque son discretamente mejores los resultados obtenidos con la fijación híbrida (63). En la actualidad la cementación está siendo sustituida poco a poco por nuevos modelos que apuestan por una fijación más biológica, centrada en la osteointegración (60).

2.6. Biomecánica de la cirugía de revisión, reproducción de la anatomía y estabilidad de la rodilla

1. Interlínea articular:

A pesar de una cuidadosa retirada del implante revisado, ésta origina siempre un cierto grado de defecto óseo. Uno de los objetivos de la cirugía de revisión será la restauración de la línea articular, aún en presencia de una pérdida ósea importante. La no restauración de una altura adecuada de la interlínea ha demostrado producir no sólo inestabilidad de la articulación, sino también falta de movilidad con pérdida de grados de flexión así como dolor anterior de rodilla ⁽⁶⁴⁾.

Una línea articular desplazada proximalmente puede resultar en una patela baja con atrapamiento de la misma en el componente tibial e incremento del contacto fémoropatelar, que se traduce en dolor anterior de rodilla, aumento del desgaste del componente o fallo del mecanismo extensor. También está asociado a menor rango de movilidad, peores resultados clínicos y menor supervivencia del implante ⁽⁶⁵⁾. Se describen peores resultados, si esta línea está desplazada en sentido proximal más de 5mm ⁽⁶⁶⁾. Si el desplazamiento de la línea articular es distal, un problema menos frecuente, el resultado será una patela alta, alterándose el mecanismo extensor y aumentando el riesgo de subluxación patelar. Existe consenso en el hecho de que el desplazamiento de la línea articular está asociado a peores resultados clínicos, en lo que no hay tanto es en la elección del sistema de referencia para establecerla.

El método más utilizado es el de Figgie que describe la interlínea articular tomando como referencia el tubérculo tibial en una proyección radiográfica lateral de rodilla ⁽⁶⁷⁾. Sin embargo, diversos autores no están de acuerdo con este método y argumentan que tiene muchas limitaciones como que en algunas rodillas dado su estado, la reproductibilidad de dicha medición no sería tan exacta como se esperase, derivando en fallos que afectarían a la supervivencia del implante ⁽⁶⁸⁾.

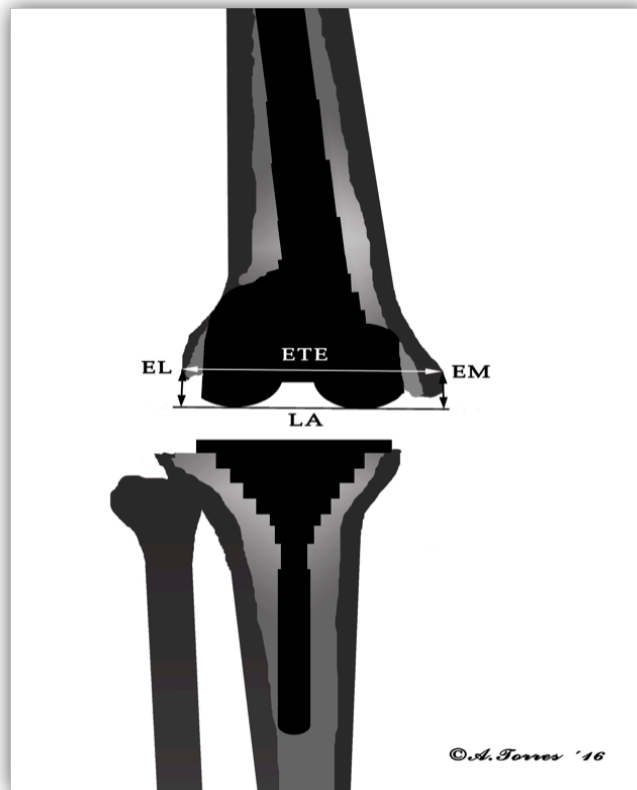


Figura 15. Ilustración de una rodilla con implante de revisión en proyección AP. EM epicóndilo medial. EL epicóndilo lateral. LA línea articular. ETE eje transepicondilar.

Recientemente, se recomienda usar el ratio entre uno de los epicóndilos y la línea articular en relación a la distancia transepicondilar (ratio epicondilar). Servien ⁽⁶⁹⁾ encontró que el ratio epicondilar lateral fue de 0,28 (0,23-0,34) y el medial de 0,34 (0,28-0,42). En la misma investigación se determinó que la distancia media del método Figgie eran 21.9 mm (10,6-32,1) tras la realización de 200 resonancias magnéticas (RM) a pacientes sin signos de gonartrosis ni malformación.

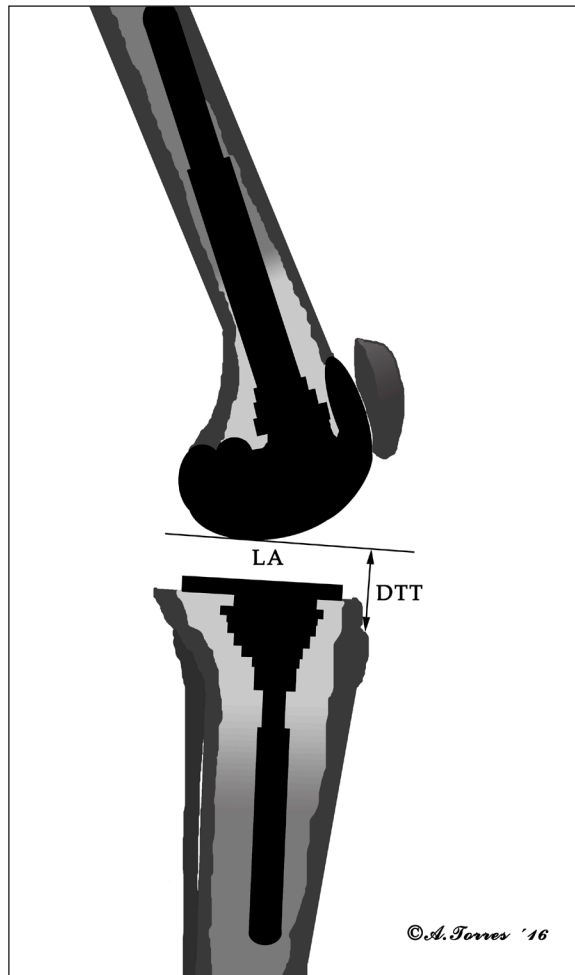


Figura 16. Ilustración de una rodilla con implante de revisión en proyección L que muestra la distancia de Figgie: (67) distancia entre el tubérculo tibial y la línea articular

La marca anatómica más reproducible es el epicóndilo femoral medial, que se presenta como un surco o valle en una prominencia del tipo de herradura, donde se fija el ligamento medial en su porción profunda. Como puntos secundarios se consideran el polo inferior de la rótula y la tuberosidad tibial, ya que están encapsulados en tejido y tendón. Los epicóndilos del fémur distal pueden ser las únicas marcas fiables que se pueden localizar en una cirugía de revisión y permiten no sólo reproducir la interlínea articular sino también el cálculo de la rotación. El método de reconstrucción de un espacio en forma de paralelepípedo se considera que es el que conduce a una menor variabilidad en la estimación de la rotación del componente femoral ⁽⁷⁰⁾.

2. Equilibrio ligamentoso:

El desequilibrio ligamentoso se objetiva clínicamente como deformidad, inestabilidad o mezcla de ambas. Hay numerosas técnicas para conseguir el equilibrio ligamentoso en cirugías de revisión relacionadas con reconstrucción de pérdidas óseas, recurvatum, contracturas, varo o valgo. La técnica de los espacios descrita por Insall consiste en liberar tejidos blandos hasta crear espacios rectangulares simétricos entre las zonas de resección de fémur y tibia, equilibrados en flexión y extensión, pudiéndose aceptar pequeñas diferencias.

Igual de importante que la clasificación del defecto óseo y la selección del implante en consecuencia, es la determinación preoperatoria del grado de constricción. La deficiencia de partes blandas existente en una cirugía de revisión, la progresiva deformidad angular y el compromiso del complejo ligamentoso pueden conducir a inestabilidad secundaria, que será necesario subsanar con un aumento del grado de constricción con respecto al implante previo revisado. Esta decisión debe ser cuidadosamente realizada dado que el aumento de constricción provoca que la superficie de contacto entre el hueso y la prótesis sufra un gran incremento de vectores de fuerza lo que contribuiría a un aflojamiento prematuro ⁽⁷¹⁾.

Se puede decir que existen tres escenarios principales en lo que a integridad de ligamentos se refiere ⁽⁷²⁾:

1. Deformidad corregible con tope neto; La causa es la deficiencia ósea siendo los ligamentos competentes.

2. Deformidad corregible con tope elástico; Puede haber distensión ligamentosa manteniendo la funcionalidad, incluso en presencia de pérdida ósea.
3. Deformidad sin tope claro; los ligamentos son incompetentes incluso en presencia de pérdida ósea.

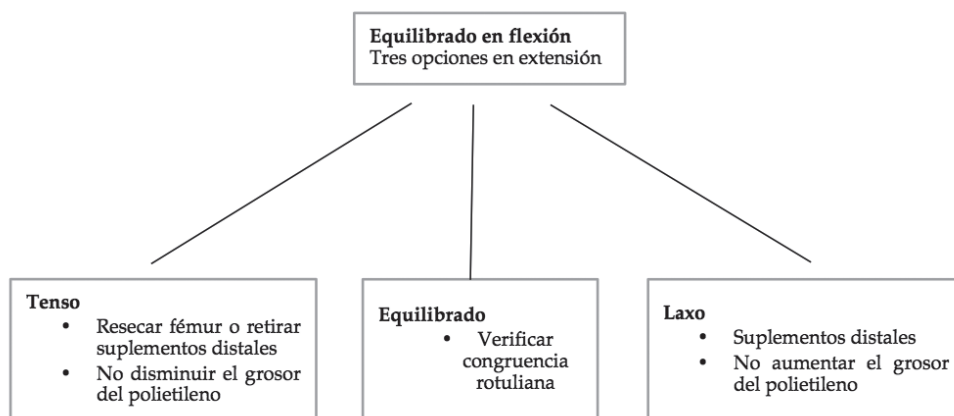


Figura 17. Equilibrado en cirugía de revisión. Esquema tomado de ⁽⁷²⁾.

Existen 6 tipos de deformidades principales aunque, en la práctica clínica, no siempre son fácilmente distinguibles ⁽⁷²⁾.

- **Deformidad tipo I**; deformidad moderada en varo o valgo con defecto intraarticular. Los ligamentos colaterales están equilibrados. Unas resecciones óseas correctas y el alineamiento de los componentes serán prácticamente suficientes para alcanzar un correcto equilibrio. La opción primaria de tratamiento sería un prótesis con conservación del LCP, aunque también podría utilizarse un implante estabilizado posterior.
- **Deformidad tipo II**; se trata de una deformidad moderada o importante en valgo o varo con defecto intraarticular. Existe desequilibrio ligamentoso con retracción en el lado cóncavo sin distensión en el lado convexo. Normalmente si se realiza una resección adecuada y liberación del lado retraído será suficiente

con un implante con preservación o sustitución del LCP. Puede ser necesario el uso de cuñas o suplementos en el lado más defectuoso.

- **Deformidad tipo III;** es importante en varo o valgo existiendo retracción ligamentosa del lado cóncavo y distensión del convexo. Habrá que realizar una resección ósea adecuada y liberar el lado cóncavo. El inconveniente será, la necesidad de un polietileno más grueso y el desplazamiento de la interlínea. La alternativa sería reconstruir el lado distendido, liberar menos el lado sano y colocar un implante PS, constreñido intercondíleo y ocasionalmente un implante de bisagra rotacional.
- **Deformidad tipo IV:** existe deformidad extraarticular asociada a la intraarticular. Será necesario tratar además de la deformidad intraarticular siguiendo el patrón de categorías previas, la deformidad extraarticular mediante osteotomías correctoras.
- **Deformidad tipo V:** es intraarticular, secundaria a la osteotomía previa. Se seguirá la práctica de categorías previas teniendo en cuenta la posible utilización de suplementos óseos en el caso de que para equilibrar los espacios, el nivel de resección ósea sea muy bajo.
- **Deformidad tipo VI:** existe inestabilidad global asociada a defectos intraarticulares importantes. Se optará por diseños constreñidos intercondíleos con polietileno grueso o implantes de bisagra.

2.7. Vainas metafisarias

Como se ha comentado a lo largo de la introducción en una cirugía de revisión los dos principales objetivos a conseguir son, por un lado la consecución de una fijación sólida que supla la carencia de reserva ósea presente y por otro, la corrección de la inestabilidad previa. Conseguir una fijación sólida donde la pérdida ósea es significativa (AORI II-III) tradicionalmente ha requerido el empleo de múltiples técnicas como vástagos largos, aumentos metálicos y aloinjertos estructurales. Para corregir la inestabilidad se han utilizado implantes con un alto grado de constricción. No es sorprendente, dados los altos niveles de restricción a la rotación y la fijación marginal de muchos de estos implantes, que el fallo fuera más común de lo que se desease ⁽⁷³⁾.



Figura 18. Sistema PFC TC3 vaina metafisaria (Synthes – Depuy)

La inestabilidad medio–lateral a menudo es tratada con implantes constreñidos al varo y valgo en grados variables. Sin embargo, esta constricción deriva en problemas secundarios de rotación. Los diseños más restrictivos asocian limitación rotacional incrementando no sólo el estrés angular y rotacional sobre el polietileno sino también sobre el cemento y la interfaz ósea⁽⁷⁴⁾. De hecho, estos implantes constreñidos no rotarios funcionan esencialmente como las primarias artroplastias en charnela de rodilla. Un implante, que además de limitar la libertad rotacional más allá de la fisiológica, incrementa la fuerza de torsión en una interfaz de cemento óseo ya comprometida, conduciendo a una inestabilidad secundaria por desgaste y/o fallo del inserto⁽⁷⁵⁾.

Como resultado de esta situación, se ha trabajado en la búsqueda de nuevos implantes que persiguieran además de una fijación firme, la corrección de la inestabilidad previa sin generar por ello mayor estrés rotacional. Un sistema que permitiera corregir dicha inestabilidad sin limitar la rotación, eliminaría muchos de los problemas asociados a los implantes altamente constreñidos⁽⁷⁶⁾. De ahí que surgieran las vainas metafisarias como

solución a dichos problemas, proporcionando una excelente estabilidad rotacional y axial, a la vez que promueve una excelente fijación biológica.

En realidad, las vainas metafisarias no son un concepto nuevo en la cirugía de revisión, puesto que se utilizaban desde hace tres décadas en implantes modulares en bisagra pero su empleo actualmente es posible en prótesis menos constreñidas, y son una buena opción para tratar defectos óseos metafisarios extensos tibiales y femorales ⁽⁷⁷⁾.



Figura 19. Vaina femoral y tibial con vástago

En los últimos años ha habido un creciente interés en la zona metafisaria para obtener estabilidad de los implantes en la cirugía de revisión de rodilla. Esta zona ofrece una serie de ventajas; el hueso está menos dañado y bien vascularizado, la fijación es más cercana a la articulación y permite la restauración de la altura de la interlínea articular, evita el uso de offset y permite el empleo, en caso necesario, de vástagos más cortos, con lo que se obvian los conflictos anatómicos derivados de la curvatura anterior del fémur y permiten su utilización en presencia de prótesis de cadera o material de osteosíntesis (78). A diferencia de otros métodos de reconstrucción, como el aloinjerto, los aumentos metálicos o los conos de metal trabecular, las vainas metafisarias permiten el relleno de defectos óseos y la fijación directa en un solo paso.

En teoría, cuando la vaina está osteointegrada, proporciona estabilidad axial, protegiendo la fijación epifisaria y mejorando la estabilidad rotacional del implante de manera más efectiva de la que lo haría un vástago cilíndrico. Su objetivo es cargar el hueso para formar una base sólida, evitando la resección ósea excesiva y ayudando a preservar la restauración de la articulación. Proporcionan una transmisión axial de cargas que previene el stress-shielding y favorecen la aposición ósea aún en presencia de grandes defectos óseos, disminuyendo frente a otros sistemas, la resorción ósea en la metáfisis (79). La fijación cercana a la articulación, en combinación con sistemas de plataforma móvil consigue proporcionar estabilidad axial y rotacional al mismo tiempo (45).



Figura 20. Vaina tibial sin vástago



Figura 21. Vaina femoral sin vástago

La versatilidad de este sistema radica entonces, en la capacidad de restaurar la alineación y suplir el defecto óseo de manera simultánea, teniendo la posibilidad además de realizarlo sin cemento. Su uso está indicado en defectos óseos severos, constituyendo una alternativa a los conos de metal trabecular. La principal diferencia entre ellos es que la interfaz de la vaina con el implante es a través de un cono morse. Se ha postulado que una vaina o cono bien osteointegrado resiste mejor el estrés rotacional que un vástago cilíndrico, ya sea cementado o no ⁽¹⁵⁾.

Los resultados clínicos de las vainas metafisarias son todavía poco conocidos. Se han publicado estudios a medio plazo con implantes constreñidos de charnela, a corto plazo con implantes semiconstreñidos empleando o no cemento para la fijación primaria del platillo tibial ⁽⁴⁵⁾ y a corto plazo con ambos tipos de implante ⁽⁷⁸⁾. La serie más numerosa y de mayor tiempo de seguimiento es la de Martín et al. que publicaron un 100% de supervivencia aséptica con un seguimiento medio de 6 años y un máximo de 9 ⁽⁸⁰⁾. Sin embargo, son necesarios estudios a largo plazo que demuestren los resultados favorables de este implante.

El mayor problema de las vainas se centra en la dificultad de su retirada, la durabilidad a largo plazo y el stress-shielding que pueden producir a nivel epifisario. Además hay que tener en cuenta que la unión entre la vaina y los implantes articulares debe ser lo suficientemente adecuada como para prevenir el fallo a lo largo del tiempo. A diferencia de los conos las vainas no pueden ser customizadas para fijar defectos con una geometría inusual, y en ocasiones la necesidad de un continente circunferencial de hueso huésped para permitir una adecuada estabilidad axial y rotacional hace que puedan no ser aplicables a grandes defectos óseos no contenidos ⁽¹⁵⁾.

En conclusión, las vainas metafisarias suponen una opción excelente ante defectos óseos severos, constituyendo una estructura estable que favorece la osteointegración. A día de hoy se han convertido en una alternativa real para el tratamiento de grandes defectos óseos en cirugía de revisión, sin embargo, son necesarios estudios a largo plazo que determinen la durabilidad de este tipo de implantes.

03

HIPÓTESIS DE TRABAJO

3. HIPÓTESIS DE TRABAJO

3.1. Hipótesis conceptual

- El estudio pretende determinar, a través de una muestra representativa, si existen diferencias clínico radiológicas entre pacientes sometidos a cirugía de revisión de artroplastia de rodilla con vainas metafisarias de titanio empleando cemento o no para el relleno de las superficies expuestas de la vaina.

3.2. Hipótesis operativas

- La hipótesis nula (H0) establece que no existen diferencias estadísticamente significativas o si existen, estas pueden ser atribuidas al azar o a la variabilidad inherente a los fenómenos biológicos, entre el grupo caso (constituido por pacientes en los que se haya cementado el platillo tibial y la zona expuesta de la vaina tibial) y el grupo control (constituido por pacientes en los que no se hayan cementado) sometidos a cirugía de revisión de artroplastia de rodilla con vainas metafisarias de titanio.
- La hipótesis alternativa (H1) establece que sí existen diferencias significativas que no pueden ser atribuidas al azar o a la variabilidad inherente a los fenómenos biológicos entre el grupo caso (constituido por pacientes en los que se haya cementado el platillo tibial y la zona expuesta de la vaina tibial) y el grupo control (constituido por pacientes en los que no se hayan cementado) sometidos a cirugía de revisión de artroplastia de rodilla con vainas metafisarias de titanio.

04

OBJETIVOS

4. OBJETIVOS

4.1. *Objetivo principal*

- Evaluar la necesidad o no de cemento en los componentes tibiales con la utilización de vainas metafisarias de titanio.

4.2. *Objetivos secundarios*

- Valorar si existen diferencias clínicas y funcionales entre ambos grupos a estudio.
- Describir las causas del recambio de rodilla en nuestra serie y las características sociodemográficas de los pacientes.
- Estudiar si existen diferencias en la calidad de vida de pacientes sometidos a cirugía de revisión utilizando vainas metafisarias cementadas o no cementadas.
- Revisar nuestros resultados en cirugía de revisión de rodilla.
- Valorar la influencia del IMC en los resultados clínicos de este grupo de pacientes.
- Evaluar si el tamaño del defecto tibial y femoral influye en los resultados.
- Recopilar las complicaciones derivadas del empleo de vainas metafisarias.

05

MATERIAL Y
MÉTODOS

5. MATERIAL Y MÉTODOS

5.1. Material

5.1.1. Diseño de la investigación

Este trabajo se fundamenta en la realización de un estudio retrospectivo analítico observacional de tipo caso–control. El grupo caso está integrado por pacientes intervenidos de cirugía de revisión de artroplastia de rodilla mediante el empleo de vainas metafisarias de titanio con cementación del platillo tibial y de las zonas expuestas de la vaina. El grupo control está integrado por pacientes intervenidos de cirugía de revisión de artroplastia de rodilla mediante el empleo de vainas metafisarias de titanio sin el uso de cemento para tal fin. Ambos grupos están formados por pacientes intervenidos quirúrgicamente en el Hospital Obispo Polanco de Teruel entre Enero de 2012 y Diciembre de 2014 (ambos inclusive).

Se efectuó una revisión retrospectiva de las historias clínicas de todos los pacientes incluidos en el estudio, recogiendo información sociodemográfica e historia médica, con la finalidad de estudiar la evolución clínico funcional así como los signos de osteointegración radiológica y valorar si la utilización o no de cemento influyó en la consecución de unos resultados idóneos.

Aspectos legales:

El estudio se desarrolló tras la aprobación del Comité de Ética de la Comunidad Autónoma de Aragón. Dado que de todos los pacientes se obtuvo consentimiento informado (Anexo 1) para la cirugía, y que se trataba de un estudio retrospectivo, basado en la revisión de historias clínicas, no implicaba un cambio en la práctica clínica diaria, ni acarrea ninguna clase de intervencionismo por parte de los investigadores se desestimó la entrega de consentimiento informado para este estudio a los pacientes implicados.

5.1.2. Descripción de la población a estudio

Se seleccionaron dos grupos a estudio, un grupo caso, compuesto por una muestra de 30 pacientes en el que se empleó cemento para fijar el platillo tibial a la superficie epifisaria

remanente y para recubrir las zonas expuestas de la vaina y un grupo control , también con 30 pacientes, en el que no se utilizó cemento para tales fines.

5.1.2.1. Cálculo del tamaño muestral

Para calcular el tamaño muestral se procedió de la siguiente forma. De las diferentes variables cuantitativas a analizar en el estudio (i.e., KSS Rodilla, KSS funcional, WOMAC Dolor, WOMAC Rigidez, WOMAC Funcional, SF12 Física y SF Mental) se escogió para el tamaño de muestra el WOMAC Funcional. Estudios previos mostraron que la desviación estándar común fue de 16,30. Se asumieron los siguientes valores: 0,05 de riesgo alfa, 0,20 de riesgo beta, diferencia mínima a detectar 12,50 y se realizó un contraste bilateral.

Otro supuesto fue que hubiera la misma proporción de individuos en cada uno de los dos grupos (i.e., con vaina cemento y sin vaina cemento). Así mismo, se asumió un pérdida del 10% de los casos. Con estos supuestos el tamaño de muestra requerido fue de 60 individuos, 30 individuos en el grupo caso y 30 en el grupo control.

5.1.2.2. Definición de las unidades de observación

Grupo de casos

Los pacientes constituyentes del grupo de casos debieron de ajustarse a una serie de criterios de selección.

- Criterios de inclusión:
 - Pacientes portadores de una artroplastia total de rodilla primaria o de revisión subsidiarios de revisión de ambos componentes.
 - Cementación del implante tibial y zonas expuestas de la vaina.
 - Etiología del fracaso protésico por aflojamiento aséptico o inestabilidad.
 - Defectos tipo I–II de AORI en tibia y fémur.
- Criterios de exclusión:

- Recambios de artroplastia primaria de rodilla por aflojamiento séptico.
- Demencia avanzada, enfermedades neurológicas, cardiovasculares, respiratorias y/u otras condiciones que contraindicaran la intervención quirúrgica.
- Restricción de la visión o capacidades mental o física, que les hiciera incapaces de completar el cuestionario por ellos mismos.

Grupo de controles

Los pacientes constituyentes del grupo de controles debieron ajustarse a una serie de criterios de selección:

- Criterios de inclusión:
 - Pacientes portadores de una artroplastia total de rodilla primaria o de revisión subsidiarios de revisión de ambos componentes.
 - No cementación del implante tibial o zonas expuestas de la vaina.
 - Etiología de aflojamiento aséptico o inestabilidad.
 - Defectos tipo I–II de AORI en tibia y fémur.
- Criterios de exclusión:
 - Recambios de artroplastia primaria de rodilla por aflojamiento séptico.
 - Demencia avanzada, enfermedades neurológicas, cardiovasculares, respiratorias y/u otras condiciones que contraindicaran la intervención quirúrgica.
 - Restricción de la visión o capacidades mental o física, que les hiciera incapaces de completar el cuestionario por ellos mismos.

La tipificación del defecto óseo se realizó en base a radiografías preoperatorias interpretadas por dos cirujanos independientes. En algunos casos en los que la valoración radiológica no fue suficiente, se recurrió a la tomografía computarizada para la clasificación del defecto. Esta situación fue más frecuente en la revisión del componente femoral.

5.1.3. Descripción del implante

En todos los pacientes se utilizó el mismo sistema de revisión de rodilla con plataforma tibial móvil rotatoria (SIGMA® PFC® TC3 TM Knee System, Depuy Synthes. Warsaw, Indiana). Esta prótesis ofrece al cirujano ortopédico la posibilidad de elegir intraoperatoriamente todas las opciones de cirugía de revisión, entre las que se incluyen sistemas fijos y móviles, la adaptación a la prótesis de vástagos femorales y tibiales, aumentos condilares y cuñas tibiales, y el empleo de vainas metafisarias tanto en fémur como en tibia. Los componentes protésicos son modulares e intercambiables, incluso con sistemas de rodilla primarios.

- Componente femoral:

De cromo cobalto y superficie lisa. Disponible como componente anatómico derecho o izquierdo. Permite la adaptación de aumentos metálicos distales y posteriores atornillados.

TC3 Femur		Sleeves		
		No Sleeve	20 mm 31 mm 34 mm	40 mm 46 mm
Cemented Stems	30 mm	1	2	2
	60 mm	2	3	4
	90 mm	4	5	6
	120 mm	4	6	6
	150 mm	6	7	7
Universal Slotted Stems	75 mm	3	4	4
	115 mm	4	5	6
	150 mm	6	7	7

Tabla 5. Compatibilidad vástagos / vainas. Tomada de técnica quirúrgica

El sistema de adaptación del componente femoral presenta una longitud de 45 mm y un diámetro variable de 13 o 15 mm, un ángulo de 5° o 7° pudiendo ser neutro o presentar un offset anteroposterior de ± 2 mm.

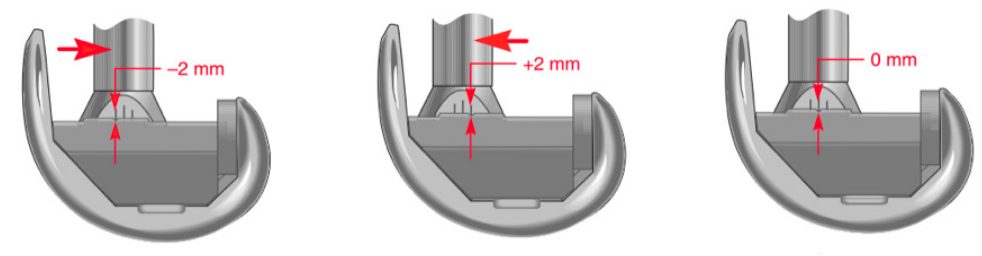


Figura 22. Tamaños de offset. Tomada de técnica quirúrgica

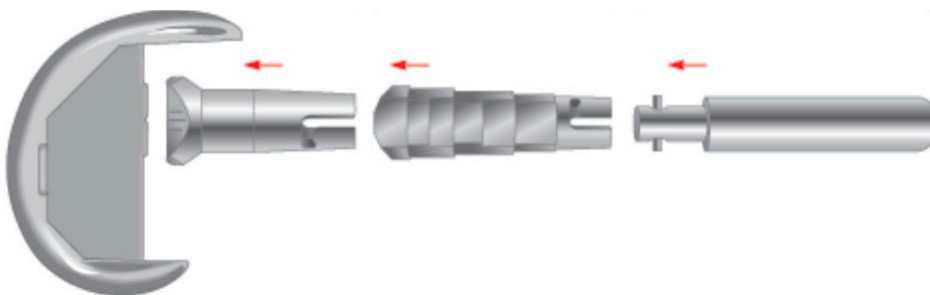


Figura 23. Montaje del componente femoral. Tomada de técnica quirúrgica

En nuestro estudio se utilizaron vainas metafisarias femorales de tamaño variable según la metafisis con un vástago de 75 mm de longitud y un diámetro variable dependiendo del grosor del canal medular de cada paciente.

- Componente tibial:

Bandeja MBT (Mobile Bearing Tibia) diseñada como plataforma rotacional de cromo cobalto. El objetivo de la introducción de la plataforma rotatoria en las artroplastias de rodilla fue tanto conseguir la disminución del desgaste del polietileno, ofreciendo una mayor superficie de contacto, como permitir la autocorrección del alineamiento de la rodilla, sobre todo rotacional, al no constreñir la acción de los ligamentos y músculos sobre la articulación, lo

que derivaría en mayor sensación de confort y propiocepción al paciente ⁽⁸¹⁾. Centrado todo ello en disipar parcialmente el estrés sobre la interfaz prótesis–hueso al permitir la absorción de dichas fuerzas en los planos de deslizamiento de la prótesis ⁽⁸²⁾. Así, estos sistemas permiten movilidad entre el componente tibial y el polietileno, y entre el polietileno y componente femoral en un intento de recrear la cinemática normal de la rodilla.

En su trabajo Mc Ewen ⁽⁸³⁾ utilizó un simulador de rodilla para calcular la tasa de desgaste de implantes con plataforma fija y rotatoria. Según su estudio la tasa de desgaste media en implantes con plataforma rotatoria fue de 5.2 ± 3.8 mm³/ millón de ciclos cuando el individuo era sometido a fuerzas controladas de traslación anterior y posterior. En el caso de plataforma fija la tasa media de desgaste fue de 9.8 ± 3.7 mm³ / millón de ciclos. Por ello la plataforma rotatoria estaría indicada en pacientes con una mayor exigencia funcional dado su menor potencial de desgaste del polietileno y su capacidad para recrear una cinemática más acorde a la fisiológica tras una artroplastia de rodilla.

El empleo de una bandeja tibial rotatoria de revisión común para cuatro diferentes sistemas femorales aporta gran modularidad permitiendo, según el componente femoral y polietileno utilizado, sistemas de diversa constricción, charnelas e incluso sistemas de megaprótesis. Su superficie es altamente pulida. Posee un orificio central que se continúa con la quilla, donde se acepta el espigón del inserto tibial. En su quilla se adaptan mediante un cono Morse las vainas tibiales, y en su extremo distal se atornillan los vástagos tibiales.

Size	A/P	M/L	Stem Length (w/o poly cap)	Iray Thickness
1	39	59.2	61.8	4.8
1.5	40.7	61.8	61.8	4.8
2	42.6	64.6	61.8	4.8
2.5	44.2	67.1	61.8	4.8
3	45.8	69.6	61.8	4.8
4	49.3	74.9	61.8	4.8
5	53.1	80.6	61.8	4.8
6	57.2	86.8	61.8	4.8

Tabla 6. Tallas de bandeja tibial de revisión con MBT. Tomada de técnica quirúrgica.

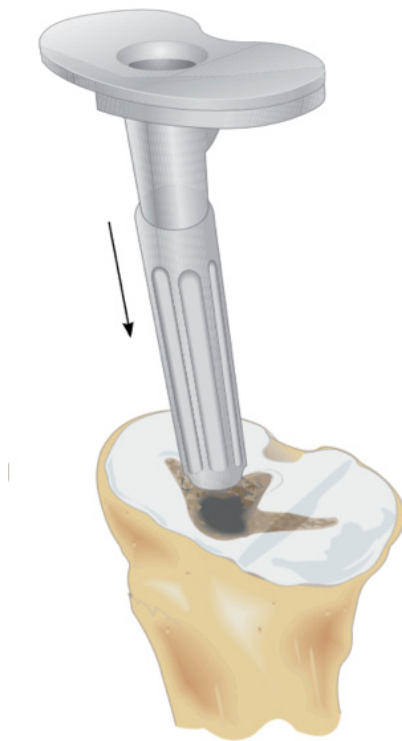


Figura 24. Implante tibial en canal medular. Tomada de técnica quirúrgica.

Al igual que en fémur se utilizaron vainas tibiales y vástagos de 75 mm de longitud y diámetro variable según el canal medular de cada paciente.

- Vainas:

Están constituidas por una aleación de titanio con revestimiento poroso que cubre su tercio proximal y se caracterizan por su diseño escalonado para una mejor transmisión de la carga axial.

1. Vainas femorales: Disponibles en 20, 31, 34, 40 y 46 mm las cementadas, y en 31, 34, 40 y 46 mm las del todo poro; de tamaño M/L pudiéndose implantar con o sin el empleo de vástagos femorales.
2. Vainas tibiales: Disponibles en dimensiones M/L de 61, 53, 45, 37 y 29 mm, pudiendo ser esta última cementada y porosa. Su versatilidad permite que puedan usarse independientemente del tamaño de la bandeja tibial. El uso de cuñas estará restringido únicamente para vainas de 29 mm.

Size (mm)	A/P	M/L	Height
29	26	29	40
29	26	29	40
37	27	37	40
45	27	45	40
53	31	53	40
61	34	61	40

Tabla 7. Dimensiones de vainas metafisarias en MBT. Tomada de técnica quirúrgica.



Figura 25. Montaje de la vaina tibial. Tomada de técnica quirúrgica.



Figura 26. Montaje de la vaina femoral. Tomada de técnica quirúrgica.

En el lado medial presenta líneas de grabado que sirven de ayuda para la reproducción de la orientación establecida con el implante de prueba. Se podrá determinar una rotación interna o externa de 20° dependiendo de la anatomía de cada paciente. El ensamblaje del sistema se realizará mediante impactación en la zona superior del vástago, dotando al sistema de la estabilidad deseada.



Figura 27. Componentes femoral y tibial de prueba.



Figura 28. Componentes femoral y tibial de prueba.

5.2. Método

5.2.1. Variables descriptivas

- **Número asignado a cada paciente**
- **Edad** (en el momento de la cirugía de revisión, expresada en años)
- **Sexo**
 - Masculino ⁽⁰⁾
 - Femenino ⁽¹⁾
- **Lateralidad**
 - Derecha ⁽⁰⁾
 - Izquierda ⁽¹⁾
- **IMC** (Índice de masa corporal de Quetelet. Resultado de dividir el peso en kilogramos entre el cuadrado de la altura en metros).
- **Tiempo discurrido entre la fecha de cirugía primaria y la fecha de cirugía de revisión** (supervivencia del implante primario medido en meses).
- **Tiempo de seguimiento** (medido en meses).
- **Causa del recambio**
 - Aflojamiento aséptico ⁽⁰⁾
 - Inestabilidad ⁽¹⁾

- **Fijación del implante tibial**
 - Cementado ⁽⁰⁾
 - No cementado ⁽¹⁾

- **Fijación del componente femoral**
 - Cementado ⁽⁰⁾

- **Tipo de defecto óseo en fémur:** medido según la clasificación del Anderson Orthopaedic Research Institute (AORI):
 - I ⁽⁰⁾
 - IIA ⁽¹⁾
 - IIB ⁽²⁾

- **Tipo de defecto óseo en tibia:** medido según la clasificación del Anderson Orthopaedic Research Institute (AORI):
 - I ⁽⁰⁾
 - IIA ⁽¹⁾
 - IIB ⁽²⁾

- **Tipo de implante revisado**
 - Prótesis primaria ⁽⁰⁾
 - Prótesis de revisión ⁽¹⁾

5.2.2. Técnica quirúrgica

Todos los pacientes fueron intervenidos en un quirófano de presión positiva no laminar. Dentro de la preparación preanestésica se procedió al rasurado y lavado de la zona operatoria, se administró Enoxaparina según peso 12 horas antes de la cirugía y Cefazolina 2 gramos 30 minutos antes de la misma (Vancomicina 1 gramo 1 hora antes de la cirugía en caso de alergia medicamentosa).

La intervención se realizó sobre mesa quirúrgica en posición decúbito supino con un dispositivo para mantener la rodilla en flexión en caso de ser necesario. Tras aplicación de solución Clorhexidina al 2% - Alcohol Isopropílico al 70% y colocación de campo estéril se procedió a hinchado de manguito neumático colocado en la raíz del miembro a intervenir para mantener isquemia tras su exanguinación por expresión. En todos los pacientes se optó por un abordaje parapatelar medial de rodilla para la extracción del material y la colocación del nuevo implante de revisión. Tras la retirada del material, la limpieza del tejido reactivo, cemento y metalosis el objetivo fundamental fue el restablecimiento de la línea articular. Debido a la pérdida de hueso la determinación de esta línea articular se basa en muchos casos en la posición relativa de los epicóndilos y la cabeza del peroné.

El primer paso fue la preparación tibial. Para ello se utilizó una broca de 9 mm, alcanzando una profundidad de 2 – 4 cm, evitando siempre el contacto cortical. Seguidamente se realizó el fresado progresivo del canal medular hasta alcanzar un adecuado contacto endostal, maniobra dirigida a preparar el canal medular para el alojamiento del vástago.

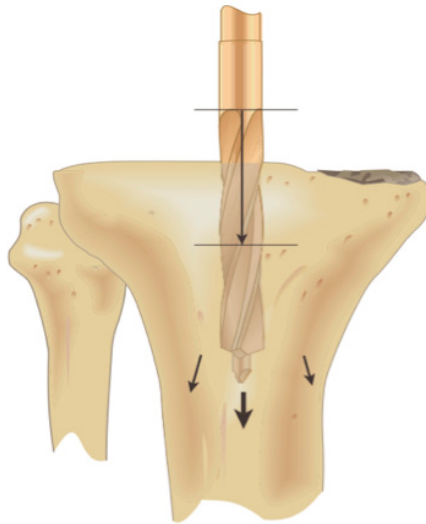


Figura 29. Brocado inicial de 9 mm.

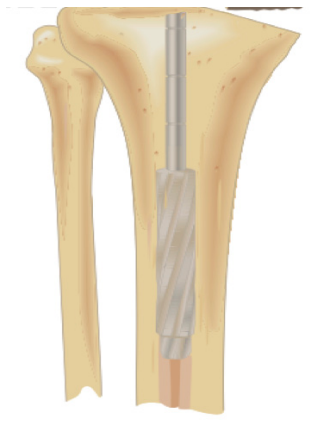


Figura 30. Fresado diafisario. Tomada de técnica quirúrgica.

Por último, se preparó el hueso metafisario para alojar la vaina mediante el empleo primero de fresa motorizada o manual y posteriormente mediante la impactación progresiva de raspas de morfología y tamaño igual al de la vaina a implantar.

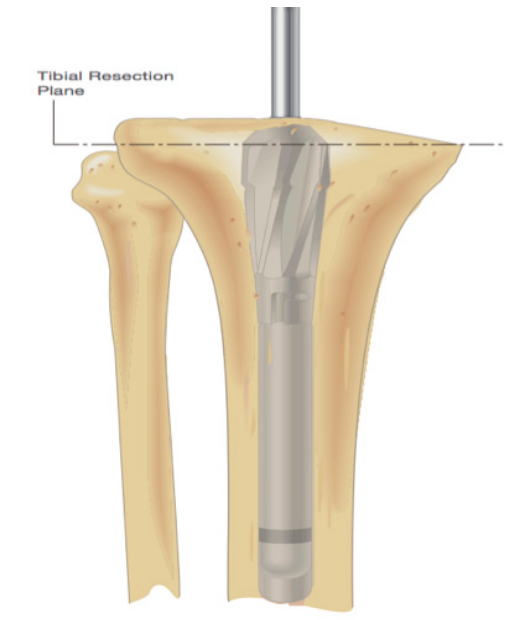


Figura 31. Preparación del hueso metafisario. Tomada de técnica quirúrgica.



Figura 32. Preparación del hueso metafisario.

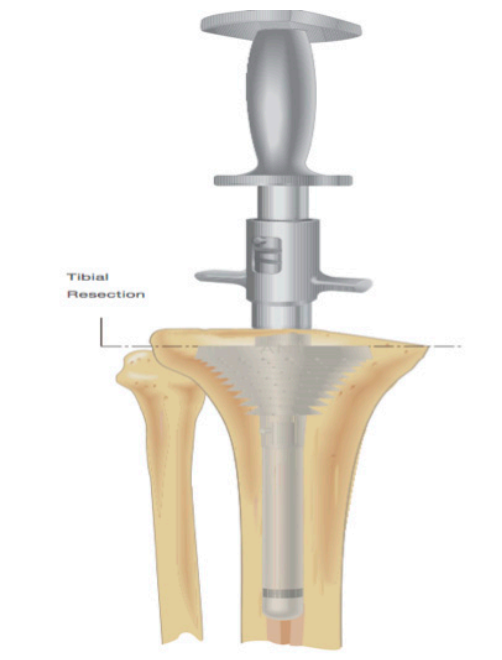


Figura 33. Fresado metafisario. Tomada de técnica quirúrgica.

Durante el fresado de la metafísis hubo que definir la adecuada rotación en la que se colocaría la vaina sobre la que se apoyaba la bandeja tibial. La selección del tamaño definitivo de la vaina metafisaria se realizó tras pruebas con implantes de tamaño progresivamente mayor (37,45,53 y 61 mm) optando por el que mostraba mayor contacto con el hueso remanente y mayor estabilidad frente a maniobras de rotación y tracción forzadas realizadas manualmente por el cirujano. La superficie superior de la vaina, que presentaba una pendiente de 2° , sirvió como guía para la realización del corte tibial.

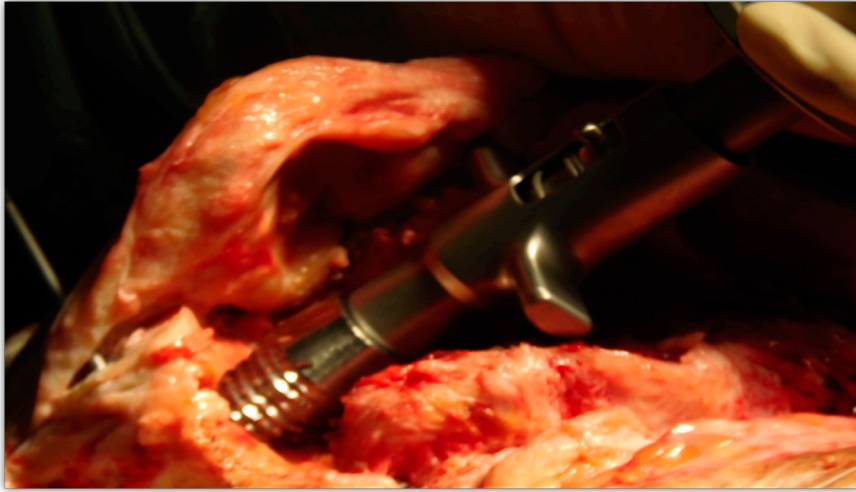


Figura 34. Selección de la vaina metafisaria.

Tras la finalización de la preparación tibial se procedió a realizar la de la diáfisis femoral iniciándola con broca de 9 mm y una profundidad de 3–5 cm, evitando el contacto cortical.



Figura 35. Preparación de la diáfisis femoral.

Seguidamente se realizó la preparación del canal medular para el vástago mediante brocas de tamaño ascendente. El salto progresivo era de 1 mm de diámetro, hasta obtener un aposicionamiento endostal firme. A continuación, se procedió al brocado de la metáfisis, y a fresado progresivo de ésta por impactación hasta conseguir el diámetro de la vaina definitiva, pudiendo optar por un tamaño de 31, 34, 40 o 46 mm., dotando en este paso al sistema de la estabilidad rotacional adecuada.

Tras establecer un valgo femoral de 5° o 7°, en función de la diferencia entre eje mecánico y eje anatómico femoral, con el fin de conseguir una interlínea articular perpendicular al eje mecánico, se realizó el corte distal que podía ser, con referencia a la superficie ósea epifisaria de 0, 4 y 8 mm, así como los cortes anterior y posterior, pudiendo optar en este caso por 0 mm, + 2 mm o - 2mm de offset (anterior, neutro o posterior al vástago). Para compensar la deficiencia ósea distal se podían emplear aumentos metálicos de 4mm a 16mm, con medidas intermedias de 8mm y 12mm. En el caso de pérdida ósea posterior, además de 0mm, se podía optar por bloques de 4 y 8mm. Era fundamental el posicionamiento rotacional del bloque de corte para conseguir un espacio en flexión simétrico y una correcta alineación patelofemoral.

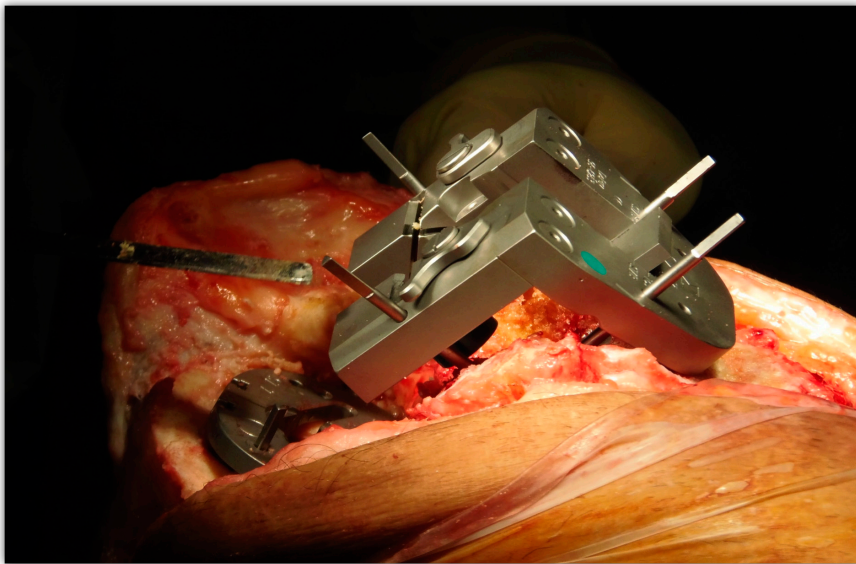


Figura 36. Realización de cortes en muesca y bisel

El tamaño de las vainas venía condicionado no sólo por el de la metáfisis, sino que, empleando vainas más grandes se podía distalizar el componente femoral y proximalizar el tibial con objeto de restaurar la altura de la interlínea articular.

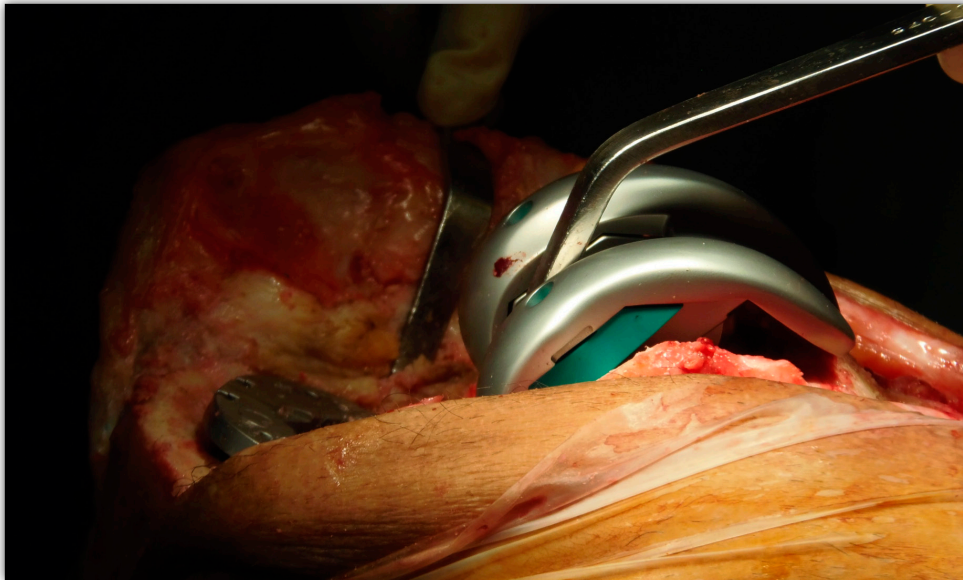


Figura 37. Posicionamiento de implantes de prueba.

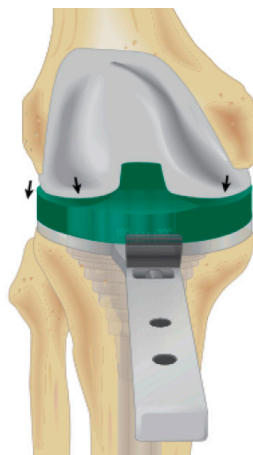


Figura 38. Visión coronal de componentes de prueba. Tomada de técnica quirúrgica.

Una vez que la preparación femoral y tibial fue finalizada y los espacios fueron equilibrados, siendo simétricos en flexión y extensión, se realizaron pruebas con inserto semiconstreñido para comprobar la estabilidad y movilidad de la prótesis. Cuando la estabilidad y el equilibrio fueron considerados satisfactorios, y tras comprobar que la línea articular era restaurada en base a referencias anatómicas, se implantaron los componentes definitivos.

Se consideró que la vaina metafisaria era estable cuando con el menor diámetro de la misma y tras maniobras de tracción, compresión y rotación axial su posición no experimentaba cambios con respecto a la previa. Tras el estudio del estado de la patela, en todos los pacientes se procedió a la sustitución patelar. Para la fijación se llevó a cabo cementación de la superficie femoral en todos los casos. En cuanto al componente tibial, en 30 pacientes se cementó y en 30 pacientes no. El cemento utilizado en todos los casos fue polimetilmetacrilato (PMMA) con Gentamicina (CMW2®, Depuy Synthes, Warsaw, Indiana).

Después de comprobar la estabilidad de los implantes se realizó reparación y fijación de las estructuras abatidas durante la exposición articular mediante sutura por planos. Se dejó un sistema de drenaje tipo redón con vacío que se retiraba al segundo o tercer día. Tras la cirugía se inició un programa rehabilitador intenso que permitía carga inmediata y movilización activa libre según tolerancia, asegurando:

- Estabilidad y seguridad en las transferencias.
- Arco articular mínimo exigible de 0-90°.
- Deambulación por exteriores con bastón o muleta.

5.2.3. Variables resultado

5.2.3.1. Valoración clínica

Se emplearon las siguientes escalas de valoración:

- Escala de valoración de la Sociedad Americana de Rodilla, Knee Society Score (KSS) específico y funcional.
- Índice Osteoartístico de las Universidades Mc Master y Western Ontario, Western Ontario and Mc Master Universities Osteoarthritis Index (WOMAC)

- Cuestionario de Salud Short Form 12 (SF-12)

5.2.3.1. Valoración radiológica

- **Mediciones radiológicas:** Se utilizaron proyecciones simples AP y L y radiografías telemétricas en bipedestación. Todas las imágenes fueron evaluadas de manera ciega por dos radiólogos independientes con el objetivo de poder valorar un posible hundimiento de los componentes y la aparición de signos de aflojamiento.
- **Eje del miembro y valoración zonal de la fijación de los implantes:** se evaluó según el Knee Society Roentgenographic Evaluation and Scoring System.
- **Osteointegración radiológica:** fue definida según los criterios de Engh ⁽⁸⁴⁾ Se consideraron signos mayores de osteointegración a la presencia de tirantes o puentes óseos en la zona metafisaria y a la ausencia de líneas de radiolucencia adyacentes al implante.

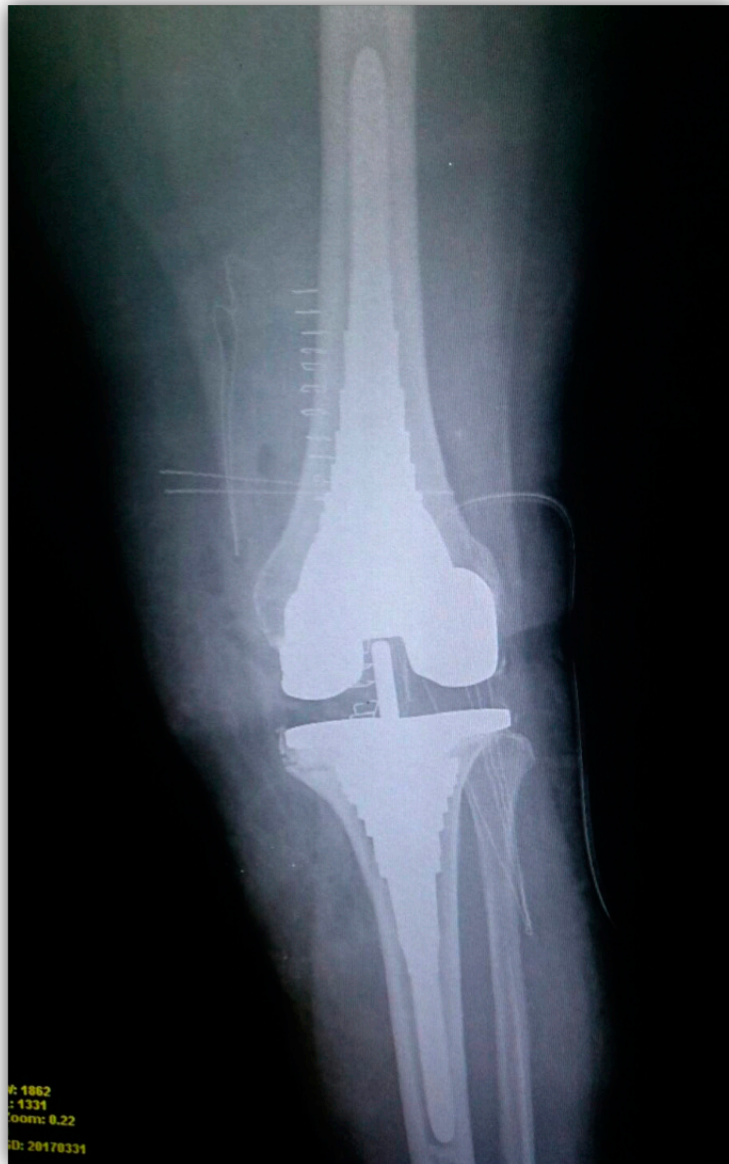


Figura 39. RX AP control postoperatorio



Figura 40. RX lateral control postoperatorio.

Como signos radiológicos de inestabilidad, la presencia de radiotransparencias peri-protésicas en la zona metafisaria, el hundimiento del vástago o los signos evidentes de aflojamiento.



Figura 41. RX telemétricas control postoperatorio.

Para el estudio de líneas de radiolucencia se utilizó la escala modificada de la KSS según Fehring y cols.⁽⁸⁵⁾ que divide a los implantes en zonas específicas para el estudio de la integración con el hueso circundante. El fémur se divide en 14 zonas y la tibia en 16. Las líneas de radiolucencia se miden en milímetros y se suman. El implante se consideraba estable en fémur si la radiolucencia ocupaba un total de 8 o menos milímetros y aflojado si eran 20 o más. Cifras intermedias entre estos valores precisarían de seguimiento ante la posibilidad de aflojamiento del implante.

En tibia, se consideró estable si había 9 mm o menos, entre 10 y 22 ambos inclusive se precisaría seguimiento y por encima de 23 mm el implante se consideraba aflojado.

- **Estabilidad rotuliana:** Los índices estudiados fueron el cociente Insall, el desplazamiento lateral, siendo normal si era inferior al 30%, la inclinación respecto a la línea anterior condilar, considerándose normal si mostraba valores menores a 15° y el desplazamiento posterior definido como la distancia de la porción posterior de la patela al punto anterior del cóndilo, normal con valores por debajo de 10 mm⁽⁸⁶⁾.
- **Línea articular:** se realizaron mediciones pre y postoperatorias en relación con una línea trazada en la radiografía AP desde el tubérculo aductor hasta el borde distal femoral. Se consideró normal cuando la línea articular postoperatoria se encontraba entre +4mm (línea articular desplazada hacia distal) y -4mm (línea articular desplazada hacia proximal).

5.2.4. Aplicación del estudio

El seguimiento se prolongó durante 2 años con evaluaciones a los 3 meses, al año y a los dos años. Las mediciones radiológicas se realizaron en el postoperatorio inmediato y en el control a los 2 años.

5.3. Análisis estadístico

5.3.1. Análisis descriptivo de los datos

Las variables cualitativas fueron expuestas mediante la distribución de frecuencias de los porcentajes de cada categoría. Las variables cuantitativas se exploraron con la prueba de conformidad de Kolmogorov Smirnov (prueba de bondad de ajuste a una distribución normal), utilizando indicadores de tendencia central (media o mediana) y de dispersión (desviación estándar o percentiles).

5.3.2. Análisis bivalente

Mediante pruebas de contraste de hipótesis se estudió la relación entre dos variables. Se realizó comparación de proporciones cuando ambas variables fueron cualitativas (chi cuadrado, prueba exacta de Fisher); y comparaciones de medias o de distribución cuando una de ellas fue cuantitativa (se aplicaron test paramétricos o no paramétricos en función de si dicha variable cuantitativa seguía o no, una distribución normal).

Para contrastar dos variables cuantitativas se utilizó el procedimiento Correlaciones Bivariadas que calcula el coeficiente de correlación de Pearson, la rho de Spearman y la tau-b de Kendall con sus niveles de significación. Las correlaciones miden cómo están relacionadas las variables o los órdenes de los rangos. Antes de calcular un coeficiente de correlación, se analizaron los datos para detectar valores atípicos, que pudieran generar resultados equívocos, y evidencias de una relación lineal. Dos variables pueden estar perfectamente relacionadas pero si la relación no es lineal, el coeficiente de correlación de Pearson no es un estadístico adecuado para medir su asociación. Por este motivo se estudiaron también, posibles relaciones no lineales entre dichas variables. Estos test se han hecho en todos los casos bilaterales y con un nivel de significación de 0,05. En los casos en los que aparece un p-valor inferior a 0,05, éste hace referencia a la existencia de significación estadística.

5.3.3. Análisis multivariante

Se completó el análisis con técnicas de análisis multivariante incluyendo en él, modelos de aquellas variables que resultaron significativas en el análisis bivalente previo.

5.3.4 Almacenamiento de la información

La información recogida fue almacenada en una base de datos informatizada creada de forma específica para esta investigación, utilizando la aplicación Statistics Process Social Sciences (SPSS) 22.0 para Windows. Los datos identificativos de los pacientes incluidos en la base de datos (Nombre, Apellidos y Número de Historia Clínica) fueron eliminados de la misma, constituyéndose un registro anonimizado para esta investigación. El proceso de recogida, transcripción y almacenamiento de los datos recogidos fue llevado a cabo por el investigador principal. A esta base de datos, sólo tuvo acceso dicho investigador, comprometido, con las Buenas Prácticas Clínicas, y en cumplimiento a lo establecido en la Ley Orgánica 15/99 de Protección de Datos de Carácter Personal.

06

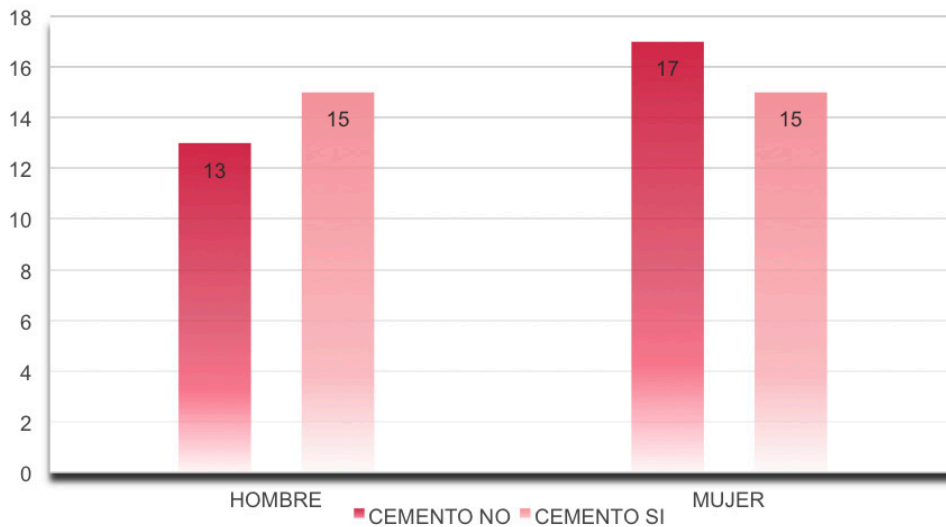
RESULTADOS

6. RESULTADOS

6.1. Descripción de la Muestra

Edad y sexo

Tras la aplicación de criterios de inclusión y exclusión se obtuvo una muestra de 60 pacientes distribuidos en dos grupos de 30 pacientes cada uno, en función de la fijación con cemento o sin él del platillo tibial. De los 60 pacientes de la serie 28 eran hombres (46,7%) y 32 eran mujeres (53,3%).



Gráfica 4. Sexo/ Tipo de fijación

No se hallaron diferencias estadísticamente significativas en su distribución en función de la fijación ($p = 0,605$). La media de edad fue de 75,73 años ($R=63-88$), no existiendo diferencias en las medias de edad en función del sexo, aunque las mujeres eran alrededor de 3 años de media mayores que los varones. Según tipo de fijación observamos que las muestras eran homogéneas en ambos grupos en cuanto a edad y sexo ($p = 0,789$).

IMC

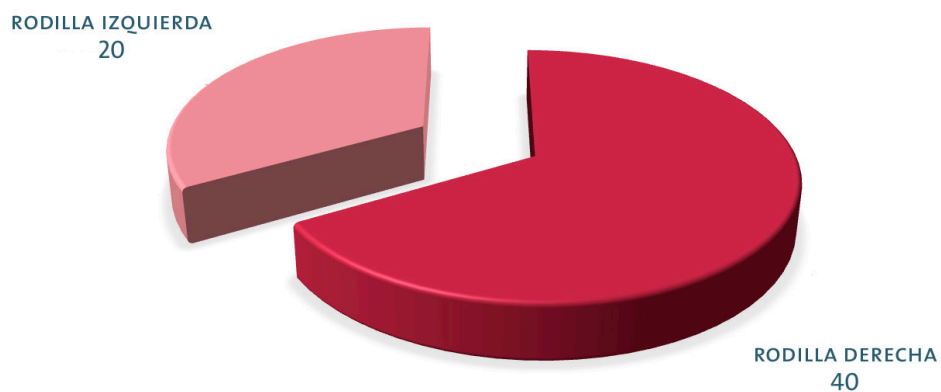
El Índice de masa corporal de los pacientes antes de la cirugía fue de 30,94 (R=23-42,7) sin diferencias en función del sexo. Tampoco se hallaron diferencias estadísticamente significativas entre ambos grupos en función del IMC ($p = 0,066$).

	N	Media	Error típico	Mínimo	Máximo	IC 95%	
						Límite inferior	Límite superior
Cemento NO	30	29.80	3.87	25.20	42.70	30.05	34.13
Cemento SI	30	32.09	5.46	23.00	41.10	28.35	31.24
Total	60	30.94	4.83	23.00	42.70	29.70	32.19

Tabla 8. IMC/ Fijación metafisaria

Lateralidad

40 casos fueron recambios en la rodilla derecha (66,7%) y 20 casos fueron realizados en la rodilla izquierda (33,3%).



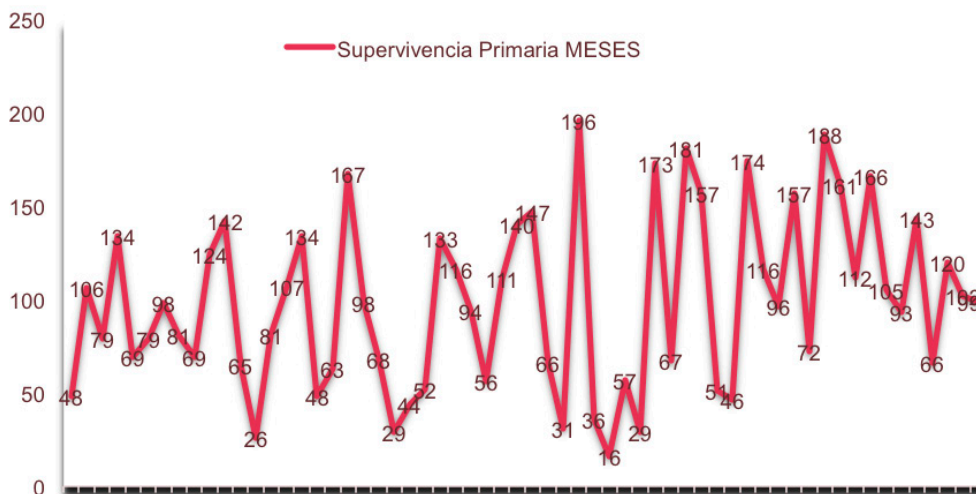
Gráfica 5. Lateralidad

Etiología del recambio

El 100% de los pacientes presentaron aflojamiento aséptico de la artroplastia previa, el 85% de los pacientes tenían una artroplastia primaria previa y en el 15% se trataba de una segunda cirugía de revisión de rodilla. Si nos fijamos en el tipo de fijación se observó que de los 30 pacientes en los que no se cementó el platillo tibial, en 26 se realizó una primera cirugía de revisión y en 4 pacientes una segunda cirugía de revisión. Por el contrario, de los 30 pacientes en los que se cementó el platillo tibial, en 25 se trataba de una primera cirugía de revisión y en 5, de una segunda cirugía de revisión. La situación de revisión primaria o sucesiva no condicionó la fijación de la revisión ($p = 0,5$).

Supervivencia

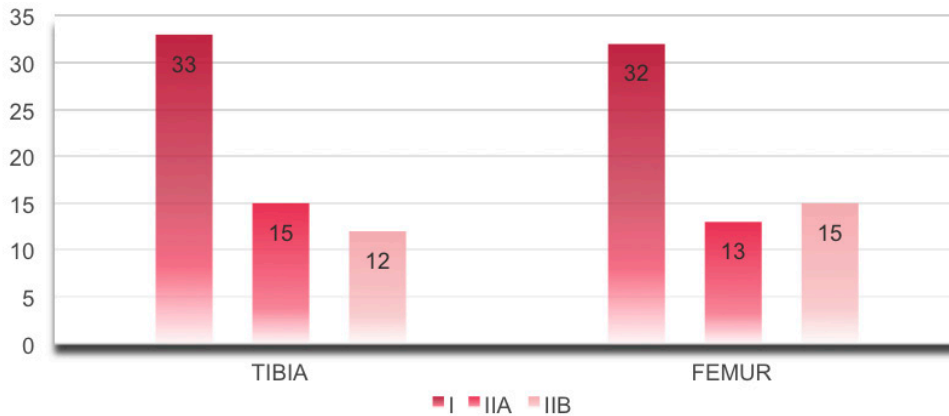
La supervivencia media de la prótesis sustituida había sido de 98,07 meses (R=16-196 meses).



Gráfica 6. Supervivencia del implante primario.

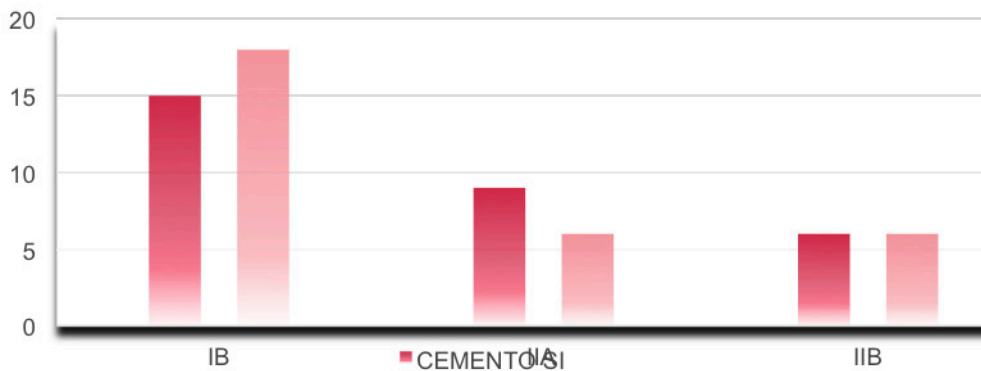
Defectos óseos tibiales y femorales

Según la clasificación del Anderson Orthopaedic Research Institute (AORI) el defecto óseo más frecuente a nivel tibial fue el tipo I (55%), seguido de IIA (25%) y IIB (20%). Por el contrario a nivel femoral el 53% presentaron un defecto tipo I, el 22% IIA y el 25% un IIB.



Gráfica 7. Tipo de defecto óseo según AORI

No se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre el tipo de defecto óseo previo y la fijación empleada ($p = 0,646$).



Gráfica 8. Tipo de defecto óseo/ fijación del implante

Complicaciones

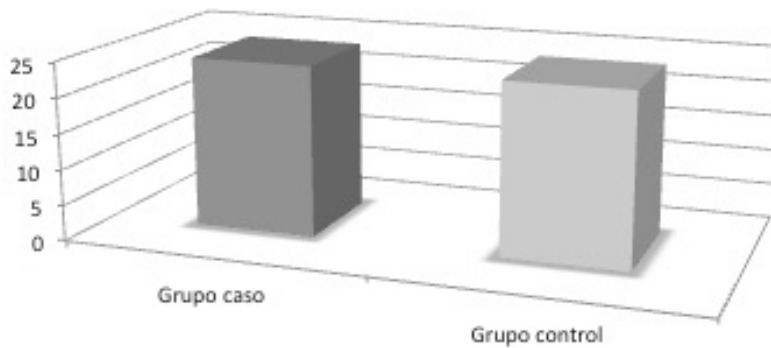
Se presentaron complicaciones en el 23,3% de los pacientes. Se objetivó un mayor número de ellas en el grupo con cemento frente al sin cemento aunque la diferencia no fue significativa ($p = 0,125$).

Complicación	Número	Porcentaje
No	46	76,7
Fractura tibia	2	3,3
Fractura fémur	1	1,7
Fractura fémur y tibia	1	1,7
Fractura tibia	2	3,3
Infección superf	2	3,3
Infección superficial	1	1,7
Dehiscencia herida	1	1,7
Seroma	2	3,3
TVP	2	3,3
Total	60	100,0

Tabla 9. Complicaciones

Seguimiento

Se realizó un seguimiento de 24 meses en ambos grupo de estudio.



Gráfica 9. Seguimiento

6.2 Resultados radiológicos

Se evaluó la osteointegración radiológica según Criterios de Engh⁽⁸⁴⁾ en el postoperatorio inmediato y a los dos años de seguimiento catalogando la presencia o ausencia de radiolucencias y/o presencia de puentes óseos con respecto al implante tibial en función del tipo de fijación.

A los dos años de la cirugía objetivamos que se había producido una correcta integración en todos los pacientes con vainas sin cementar y ausencia de líneas de radiolucencia en todos los pacientes con vainas tibiales cementadas.



Figura 42. RX AP control postoperatorio de vainas cementadas a los dos años de seguimiento.



Figura 43. RX L control postoperatorio de vainas metafisarias cementadas a los dos años de seguimiento

5.3 Resultados funcionales de toda la muestra_

KSS

El KSS es la escala más usada en la cirugía protésica de rodilla. Tiene una puntuación que permite separar los aspectos puramente funcionales de la articulación de la rodilla, knee score (dolor, estabilidad y rango de movimiento), de los relacionados con la habilidad del paciente para caminar y subir escaleras, funcional score (contractura en flexión, pérdida de extensión y alineación).

Seguimiento	N	Media	Error típico	Mínimo	Máximo	IC 95%	
						Límite inferior	Límite superior
Preop.	60	32.00	18.36	0.00	66.00	27.26	36.74
Mes 3	60	60.35	13.65	12.00	83.00	56.82	63.88
Mes 12	60	74.47	13.56	8.00	92.00	70.96	77.97
Mes 24	60	79.82	12.56	13.00	97.00	76.57	83.06

Tabla 10. KSS score

Preoperatoriamente objetivamos un KSS score con una media de 32 puntos (R=0-66). Si nos fijamos al año de la cirugía observamos un incremento de los valores del KSS score con una media de 74,47 (R=8-92). Al final del estudio la tendencia alcista se mantuvo observando una media de 79,82 puntos (R=13-97).

Si comparamos entre sí las medias de cada momento de evaluación vemos como se produjo una mejoría significativa constante, es decir, a medida que avanzamos en el seguimiento postoperatorio la media de KSS score fue significativamente mejor que en el momento de evaluación previo ($p < 0,01$).

	Preop	Mes 3	Mes 12
Mes 3	28.4 ***	-	-
Mes 12	42.5 ***	14.1 ***	-
Mes 24	47.8 ***	19.5 ***	5.4 **
Observaciones	240		

Tabla 11. Diferencia de medias KSS score

Si nos centramos en KSS funcional la media observada en el preoperatorio fue de 35,90 (R=0-74). A los 3 meses de la cirugía se produjo un incremento en los valores, de forma que la media ascendió a 54,12 puntos (R=5-80). Tras el primer año de la cirugía la media de KSS funcional fue de 72,42 (R=55-100). Al final del estudio la media ascendió de nuevo hasta situarse en 80 (R=55-100).

Seguimiento	N	Media	Error típico	Mínimo	Máximo	IC 95%	
						Límite inferior	Límite superior
Preop.	60	35.90	16.62	0.00	74.00	31.61	31.61
Mes 3	60	54.12	14.29	5.00	80.00	50.43	50.43
Mes 12	60	72.42	9.89	55.00	100.00	69.86	69.86
Mes 24	60	80.00	8.13	55.00	100.00	77.90	77.90

Tabla 12. KSS funcional

Al comparar las medias de cada momento de evaluación entre sí, se objetivaron unos resultados similares a los acontecidos en el KSS score, obteniendo una mejoría significativa de las medias en cada momento de evaluación con respecto al resultado obtenido en la evaluación previa.

	Preop	Mes 3	Mes 12
Mes 3	18.2 ***	-	-
Mes 12	36.5 ***	18.3 ***	-
Mes 24	44.1 ***	25.9 ***	7.6 ***
Observaciones	240		

Tabla 13. Diferencia de medias KSS Funcional

WOMAC

El cuestionario WOMAC es uno de los más utilizados para la valoración de resultados en la extremidad inferior ya que permite valorar dos de los principales procedimientos realizados en ortopedia, las prótesis de rodilla y cadera en pacientes con artrosis. Consta de 24 preguntas que permiten evaluar diferentes aspectos como el dolor, la rigidez y la capacidad física para realizar actividades cotidianas.

Seguimiento	N	Media	Error típico	Mínimo	Máximo	IC 95%	
						Límite inferior	Límite superior
Preop.	60	13.45	3.56	5.00	20.00	12.53	14.37
Mes 3	60	8.98	3.11	1.00	20.00	8.18	9.79
Mes 12	60	5.23	2.78	0.00	13.00	4.52	5.95
Mes 24	60	3.82	2.60	0.00	13.00	3.14	4.49

Tabla 14. WOMAC dolor

Seguimiento	N	Media	Error típico	Mínimo	Máximo	IC 95%	
						Límite inferior	Límite superior
Preop.	60	5.25	1.79	0.00	8.00	4.79	5.71
Mes 3	60	3.62	1.42	0.00	7.00	3.25	3.98
Mes 12	60	2.45	1.41	0.00	5.00	2.09	2.81
Mes 24	60	1.78	1.39	0.00	4.00	1.42	2.14

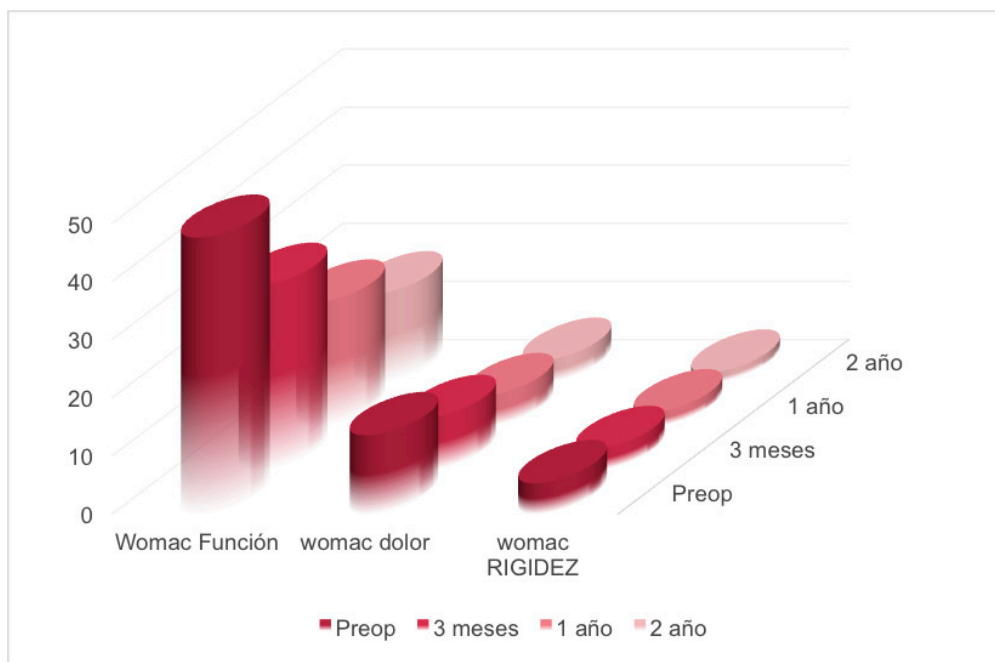
Tabla 15. WOMAC rigidez

Seguimiento	N	Media	Error típico	Mínimo	Máximo	IC 95%	
						Límite inferior	Límite superior
Preop.	60	47.05	11.00	26.00	68.00	44.21	49.89
Mes 3	60	31.70	10.98	3.00	65.00	28.86	34.54
Mes 12	60	21.32	11.34	0.00	58.00	18.39	24.25
Mes 24	60	15.25	10.75	0.00	58.00	12.47	18.03

Tabla 16. WOMAC capacidad funcional

Tras valorar la escala de WOMAC en sus tres variantes objetivamos que los valores en el preoperatorio tuvieron una media de 13,45 (R=5-20) en la variable dolor, 5,25 (R=0-8) en la variable rigidez y 47,05 (R=28-68) en la variable función.

A los 3 meses de la cirugía se produjo una mejoría en las 3 escalas registrándose una media de 8,98 (R=1-20) en dolor, 3,62 (R=0-7) en rigidez y 31,7 (R=3-65) en capacidad funcional. La mejoría en los parámetros continuó al año de la cirugía objetivándose una media de 5,23 (R=0-13) en dolor, 2,45 en rigidez (R=0-5) y 21,32 (R=0-58) en capacidad funcional. La misma tendencia se repitió al final del estudio, con una mejora en todos los parámetros, así, la media en dolor fue de 3,82 (R=0-13), en rigidez 1,78 (R=0-4) y en función 15,25 (R=0-58).



Gráfica 10. WOMAC

Al analizar las diferencias entre las medias de cada momento de evaluación se objetivó que se producía de nuevo, mejoría significativa en cada una de ellas con respecto a la media del momento de evaluación previo, independientemente del parámetro evaluado, ya fuera dolor, rigidez o capacidad funcional.

	Preop	Mes 3	Mes 12
Mes 3	-4.5 ***	-	-
Mes 12	-8.2 ***	-3.8 ***	-
Mes 24	-9.6 ***	-5.2 ***	-1.4 ***
Observaciones	240		

Tabla 17. Diferencia de medias WOMAC dolor.

	Preop	Mes 3	Mes 12
Mes 3	-1.6 ***	-	-
Mes 12	-2.8 ***	-1.2 ***	-
Mes 24	-3.5 ***	-1.8 ***	-0.7 ***
Observaciones	240		

Tabla 18. Diferencia de medias WOMAC rigidez

	Preop	Mes 3	Mes 12
Mes 3	-15.4 ***	-	-
Mes 12	-25.7 ***	-10.4 ***	-
Mes 24	-31.8 ***	-16.5 ***	-6.1 ***
Observaciones	240		

Tabla 19. Diferencia de medias WOMAC capacidad funcional

Escala SF-12

Se valoró la escala modificada de salud y calidad de vida SF-12 en parámetros físicos y mentales en los mismos intervalos que las escalas previas observando un incremento progresivo de los valores desde el postoperatorio inmediato a los dos años de seguimiento. En cuanto al SF-12 físico se pasó de un valor de 27,4 de media (R=11,08-55,62) a un valor de media de 44,26 (R=24,2-59,40) a los dos años de seguimiento.

Seguimiento	N	Media	Error típico	Mínimo	Máximo	IC 95%	
						Límite inferior	Límite superior
Preop.	60	27.40	8.56	11.08	55.62	25.18	29.61
Mes 3	60	35.98	6.32	20.38	48.88	34.34	37.61
Mes 12	60	41.70	6.81	21.77	54.26	39.94	43.46
Mes 24	60	44.26	6.76	24.26	59.40	42.51	46.01

Tabla 20. SF-12 físico

Se experimentó también una mejoría notable en el SF 12 mental, pasando de un valor de media preoperatorio de 43,38 (R=16,04-69,33) a 54,86 (R=21,26-71,86) tras 2 años de la cirugía.

Seguimiento	N	Media	Error típico	Mínimo	Máximo	IC 95%	
						Límite inferior	Límite superior
Preop.	60	43.38	10.48	16.04	69.33	40.67	46.09
Mes 3	60	47.32	7.86	16.04	65.96	45.28	49.35
Mes 12	60	51.04	8.71	21.26	72.60	48.79	53.29
Mes 24	60	54.86	8.90	21.26	71.86	52.56	57.16

Tabla 21. SF-12 mental

Al igual que ocurrió en las anteriores escalas evaluadas también se produjo una mejoría significativas en las medias obtenidas en cada momento de evaluación con respecto al periodo de evaluación previo, tanto en parámetros de SF-12 físico como SF-12 mental. Según los resultados obtenidos, observamos que las medias de los valores obtenidos en las distintas escalas utilizadas en nuestro trabajo, fueron significativamente mejores a medida que aumentaba el seguimiento.

	Preop	Mes 3	Mes 12
Mes 3	8.6 ***	-	-
Mes 12	14.3 ***	5.7 ***	-
Mes 24	16.9 ***	8.3 ***	2.6 **
Observaciones	240		

Tabla 22. Diferencia de medias SF-12 físico

	Preop	Mes 3	Mes 12
Mes 3	3.9 ***	-	-
Mes 12	7.7 ***	3.7 **	-
Mes 24	11.5 ***	7.5 ***	3.8 **
Observaciones	240		

Tabla 23. Diferencia de medias SF-12 mental

Así, los valores obtenidos al año fueron significativamente mejores que los obtenidos a los 3 meses, y peores que los obtenidos a los 2 años de seguimiento. Esta mejoría se produjo en todas las escalas de evaluación utilizadas independientemente del parámetro analizado.

6.3.1. Variables que puedan influir en el resultado funcional

Edad y Sexo

No se objetivaron diferencias estadísticamente significativas dependientes de la edad en el KSS score y funcional a los 2 años de seguimiento mostrando una $p = 0,74$ y $p = 0,96$ respectivamente. Los mismos resultados aparecen si nos fijamos en el WOMAC ya sea en sus escalas de dolor, rigidez o función, habiéndose obtenido una $p = 0,89$, $p = 0,36$ y $p = 0,37$ respectivamente, sin significación en ninguno de los valores, como en el SF-12 a los 2 años, tanto físico, con $p = 0,34$, como mental, $p = 0,39$. Tampoco se hallaron diferencias estadísticamente significativas dependientes de la edad en las complicaciones, siendo $p = 0,13$.

De igual forma que ocurría con la edad tampoco se hallaron diferencias estadísticamente significativas dependientes del sexo en el KSS score y funcional a los dos años de seguimiento, siendo $p = 0,53$ y $p = 0,34$ respectivamente. Si nos fijamos en el WOMAC, los resultados se repiten en todas las subescalas analizadas a los dos años tras la cirugía; obteniendo $p = 0,61$ en dolor, $0,84$ en rigidez y $p = 0,96$ en función, al igual que en SF -12 físico, $p = 0,65$ y mental, $p = 0,63$. No encontramos pues, diferencias estadísticamente significativas dependientes del sexo en dichos parámetros a los dos años tras la realización de la intervención quirúrgica.

En cuanto a las complicaciones derivadas de la cirugía de revisión tampoco hallamos diferencias estadísticamente significativas, con $p = 0,74$ siendo similares en ambos sexos. Fueron 6 hombres y 8 mujeres, los que sufrieron complicaciones tras la intervención. Si nos centramos en el tipo de defecto tibial y su relación con el sexo del paciente, objetivamos que existían diferencias estadísticamente significativas con $p = 0,01$ siendo mayor el número de hombres que presentaron defectos óseos más importantes (II B); 10 hombres frente a 2 mujeres.

IMC

KSS Score

Se estudió la influencia del IMC en el resultado funcional de los pacientes mediante KSS funcional Y KSS score cualitativo observando que no había diferencias estadísticamente significativas en los valores de dichas variables ni el preoperatorio ni tras dos años de la cirugía. Sí es cierto, que aunque sin significación, los pacientes con índice de masa corporal dentro de la normalidad y aquellos con obesidad mórbida, es decir, los valores extremos tenían resultados inferiores aunque no significativos, $p = 0,17$.

Womac

En la variable WOMAC se realizó una agrupación entre los pacientes obesos y los que no lo eran para valorar la influencia de la obesidad en el resultado. En cuanto a los 3 parámetros estudiados a los 2 años de la cirugía, no se objetivaron diferencias estadísticamente significativas en dolor, rigidez ni función según obesidad. Aunque la rigidez fue mayor en pacientes con obesidad mórbida previa, no se obtuvo significación estadística al respecto, $p = 0,08$.

Sin embargo, si analizamos los datos del postoperatorio inmediato, a los 3 meses de la cirugía sí que se objetivó diferencia en el parámetro rigidez de forma significativa, $p = 0,01$. Este hallazgo puede indicar que los pacientes con obesidad (del grado que sea) pueden tardar más tiempo en recuperar la función normal de la rodilla aunque al final no tenga repercusión clínica.

SF-12

Los valores de calidad de vida no se vieron influenciados por IMC, ni en el preoperatorio, ni en el postoperatorio precoz, ni a los 2 años tras la cirugía. No se objetivaron diferencias estadísticamente significativas en ninguno de los momentos de evaluación.

Complicaciones y defecto tibial

Según nuestros datos no se evidenció relación significativa ($p = 0,94$) entre el IMC y la aparición de complicaciones, por lo que a priori la incidencia de aparición de las mismas no se vería influenciada por el IMC previo del paciente.

La presencia de obesidad, independientemente del grado, tampoco mostró influencia significativa en la aparición de mayor defecto tibial, incluso fue mayor el número de pacientes con un peso en rango compatible con la normalidad el que presentó un defecto tipo IIA; 11 pacientes con un IMC normal frente a 4 con IMC de obesidad.

KSS

Womac y SF-12

Si nos fijamos en los resultados de KSS y WOMAC a lo largo del seguimiento obtuvimos una marcada correlación positiva entre KSS score y funcional y WOMAC dolor al final del seguimiento, siendo $p = 0,001$ y $p = 0,002$ respectivamente. En el caso de WOMAC rigidez objetivamos una correlación negativa siendo significativa al compararlo únicamente con KSS función ($p = 0,001$) pero no con KSS score ($p = 0,46$). Por último, en el caso de WOMAC función, se observó una correlación positiva al compararlo con ambos parámetros de KSS hallando significación tanto en el caso de KSS score ($p = 0,01$) como con KSS funcional, donde la $p = 0,02$.

Si nos centramos en los datos de KSS y SF-12, obtuvimos una marcada correlación positiva al final del seguimiento entre KSS score y funcional y SF-12 físico, aunque solo fue significativa en el caso de KSS score ($p = 0'002$). Con respecto a SF-12 también se produjo correlación positiva pero sin significación en ninguna de las comparaciones.

Complicaciones y defecto Tibial

No se halló relación entre la aparición de complicaciones y la evolución clínica en términos de KSS score y funcional al final del seguimiento, siendo $p = 0,19$ y $p = 0,13$ respectivamente. Al igual que si nos fijamos en los valores categóricos de dichas variables, no existieron de nuevo diferencias estadísticamente significativas al final del seguimiento.

Se estudió la relación entre el defecto tibial previo y la evolución clínica en cifras de KSS score y funcional sin hallarse diferencias estadísticamente significativas en ambos parámetros al final del seguimiento, siendo $p = 0,35$ y $p = 0,20$ respectivamente, ni tampoco en los diferentes momentos de evaluación.

WOMAC

SF-12

Al comparar cifras de WOMAC en sus tres categorías y SF-12 al final del seguimiento obtuvimos una marcada correlación negativa entre Womac dolor y SF-12 físico y mental, siendo $p = 0'00$ en ambos casos. Misma tendencia en el caso de Womac rigidez, con $p = 0,03$ y $p = 0,007$ respectivamente y Womac función, con cifras de $p = 0,001$ y $p = 0'00$ respectivamente.

Complicaciones y defecto tibial

No se halló relación entre la aparición de complicaciones y la evolución clínica en términos de WOMAC rigidez y función al final del seguimiento, siendo $p = 0,38$ y $p = 0,16$ respectivamente. Por el contrario sí que se obtuvo relación significativa con WOMAC dolor a los 2 años, siendo $p = 0'02$. Este hecho más que un hallazgo destacable, podría tratarse de una falacia estadística.

Si nos fijamos en el defecto tibial previo y la evolución clínica tras la cirugía en parámetros de WOMAC en sus tres variantes, observamos que no se hallaron diferencias estadísticamente significativas en ninguno de los momentos de evaluación independientemente del parámetro evaluado y el defecto tibial previo a la cirugía, con cifras de $p > 0,05$.

SF-12

Complicaciones y defecto tibial

Tampoco se encontró una relación significativa entre cifras de SF-12 físico al final del seguimiento y la aparición de complicaciones, $p = 0,056$. Por el contrario sí que se objetivó significación con SF-12 mental a los dos años, con un valor de $p = 0'01$. Al igual que ocurría en el apartado anterior, este hecho podría tratarse de una falacia estadística más de que de un resultado subsidiario de mención.

Al evaluar diferencias entre el defecto tibial previo a la cirugía y cifras de SF -12 mental y físico en los distintos momentos de evaluación, objetivamos que tampoco existieron diferencias estadísticamente significativas en ningún momento independientemente del defecto óseo previo y el parámetro evaluado, siendo $p > 0,05$.

Complicaciones

Si nos fijamos en las complicaciones y el defecto tibial previo observamos que el número de complicaciones era homogéneo independientemente de que el grado de defecto tibial fuera I, IIA o IIB, no habiéndose hallado diferencias estadísticamente significativas entre ambos, con una $p = 0,56$.

	1B	Defecto tibia			Tabla
		2A	2B	1B	
Complicaciones	SI	9	2	3	14
	NO	24	13	9	46
Total		33	15	12	60

Tabla 24. Complicaciones/ Defecto Tibia

6.4 Resultados según cementación o no del platillo tibial

Se realizó un contraste de hipótesis sobre que los valores en pre y postoperatorio así como en los diferentes intervalos temporales experimentaban una mejoría significativa desde el punto de vista funcional y de mejoría de salud y calidad de vida con los siguientes resultados:

6.4.1. Homogeneidad de la muestra

Edad, sexo e IMC

Si comparamos la media de edad de pacientes entre ambos grupos observamos que son similares, 75,93 (R=73,61-77,45) en el grupo de no cementado y 75,53 (R=73,57-78,30) en el grupo cementado sin hallar diferencias estadísticamente significativas entre ambos ($p = 0,79$). Al igual que con la edad, en el sexo no se objetivaron diferencias estadísticamente significativas con respecto al tipo de fijación del componente tibial ($p = 0.60$).

Tampoco se hallaron diferencias estadísticamente significativas ($p = 0,07$) entre las medias de IMC en el grupo no cementado, 29,80 (R=30,05-34,13) y el cementado 32,09 (R=28,35-31,24). Pese a que el IMC en el grupo cementado era algo mayor, no se evidenció significación estadística al respecto.

	N	Media	Error típico	Mínimo	Máximo	IC 95%	
						Límite inferior	Límite superior
Cemento NO	30	29.80	3.87	25.20	42.70	30.05	34.13
Cemento SI	30	32.09	5.46	23.00	41.10	28.35	31.24
Total	60	30.94	4.83	23.00	42.70	29.70	32.19

Tabla 25. Índice de masa corporal

Defecto tibial

Al correlacionar el tipo de defecto tibial según la escala de AORI y el tipo de fijación del platillo tibial observamos que tampoco existían diferencias estadísticamente significativas, siendo $p = 0,64$.

6.4.2. Resultados funcionales en función del tipo de fijación del implante

KSS Score y Funcional

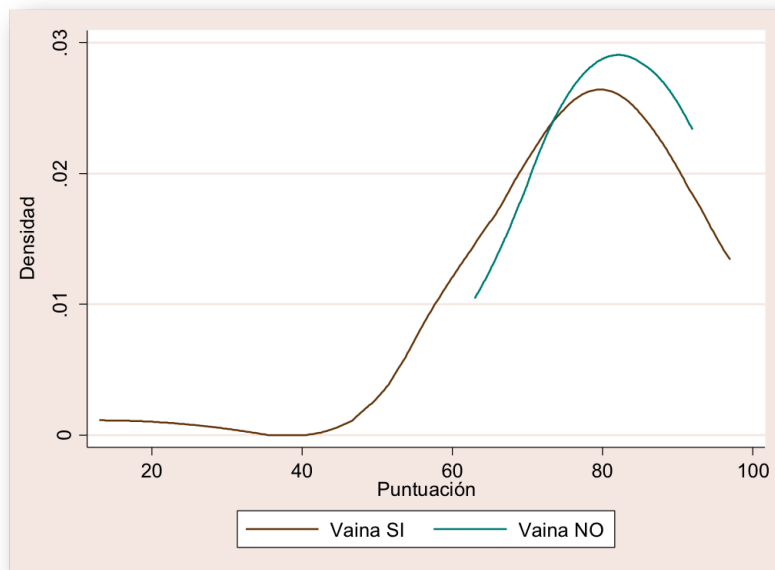
Cuando estudiamos los valores del KSS funcional y KSS score en función del empleo de cemento observamos que la media de puntuación al final del seguimiento fue mayor en el grupo de las vainas no cementadas frente al grupo de las vainas cementadas; KSS funcional 81,83 (SD=7,25) frente a 78,17 (SD= 8,65) , KSS score 82,13 (SD=8,30) frente a 77,5 (SD=15,52) esta diferencia no fue significativa. Aunque desde el punto de vista funcional estuvo cercana a la significación ($p = 0,08$).

Grupo	Observaciones	Media	S.D.
No	30	81.83	7.25
Si	30	78.17	8.66
Diferencia	-3.67		
p-value	0.08		

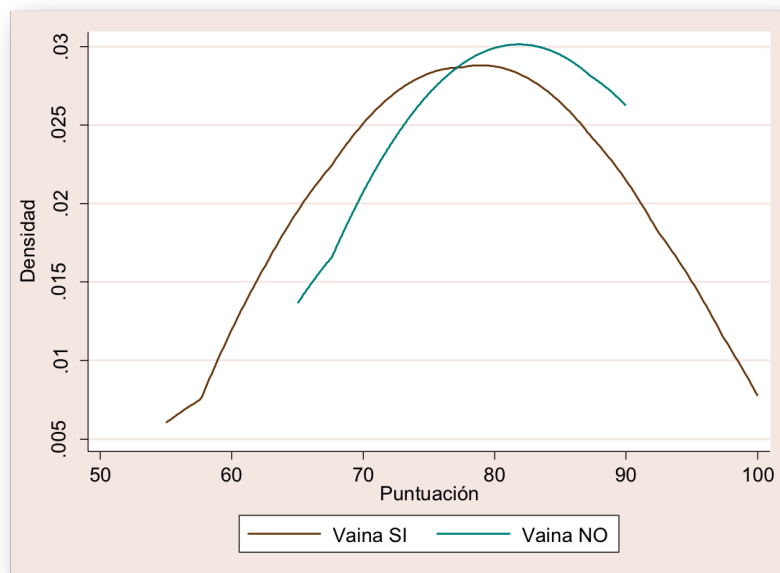
Tabla 26. KSS funcional a los 2 años de seguimiento

Grupo	Observaciones	Media	S.D.
No	30	82.13	8.31
Si	30	77.50	15.52
Diferencia	-4.63		
p-value	0.15		

Tabla 27. KSS score a los 2 años de seguimiento



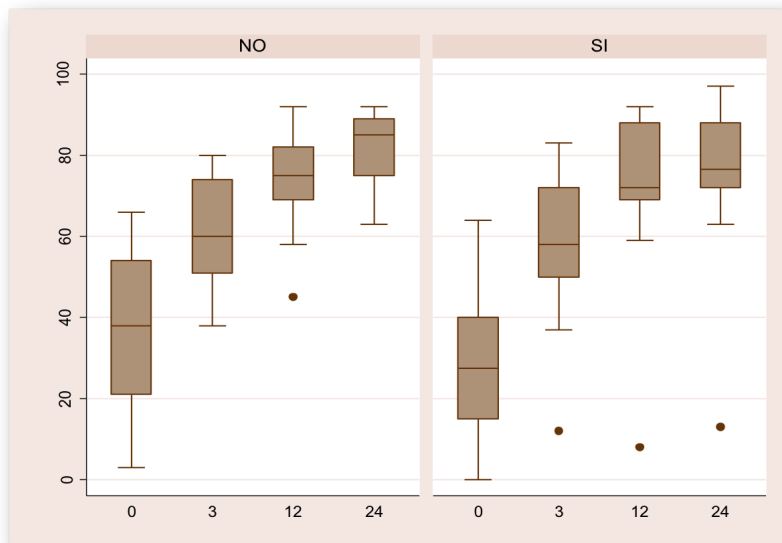
Gráfica 11. Curva de frecuencia KSS score a los 2 años de seguimiento



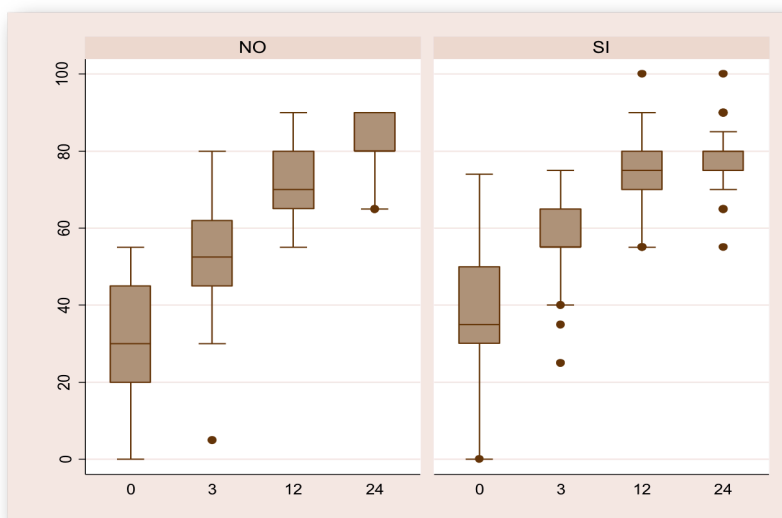
Gráfica 12. Curva de frecuencia KSS funcional a los 2 años de seguimiento

Si estudiamos el resto de intervalos temporales no hubo significación y se invirtieron las medias siendo mayores en el grupo de cementadas frente al de no cementadas. Por categorías, si nos fijamos en el KSS tampoco objetivamos diferencias estadísticamente significativas a lo largo del estudio. Ni a los 3 meses $p = 0,37$, ni al año $p = 0,78$ ni a los dos años tras la cirugía $p = 0,15$.

Tampoco observamos diferencias estadísticamente significativas en el KSS funcional ni a los 3 meses $p = 0,19$, ni al año $p = 0,22$ ni a los 2 años tras la cirugía de revisión $p = 0,08$.



Gráfica 13. Diagrama de caja KSS score



Gráfica 14. Diagrama de caja KSS funcional

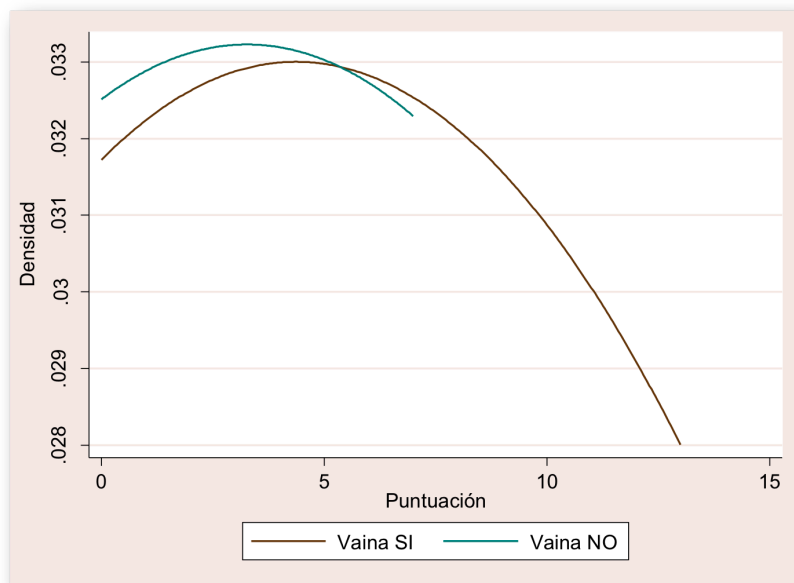
WOMAC

En lo referente a resultados de WOMAC y el tipo de fijación del platillo tibial, cementada o no, observamos que no se produjeron diferencias estadísticamente significativas en ninguno de los parámetros evaluados; dolor, rigidez y función fuera cual fuera el momento de la evaluación; a los 3 meses, al año o a los 2 años tras la cirugía.

En WOMAC dolor la media al final del estudio en el grupo cementado fue 4,37 (SD=2.88) y en el no cementado 3,27 (SD=2.88), siendo $p = 0,10$, sin hallar diferencias estadísticamente significativas entre ambos grupos.

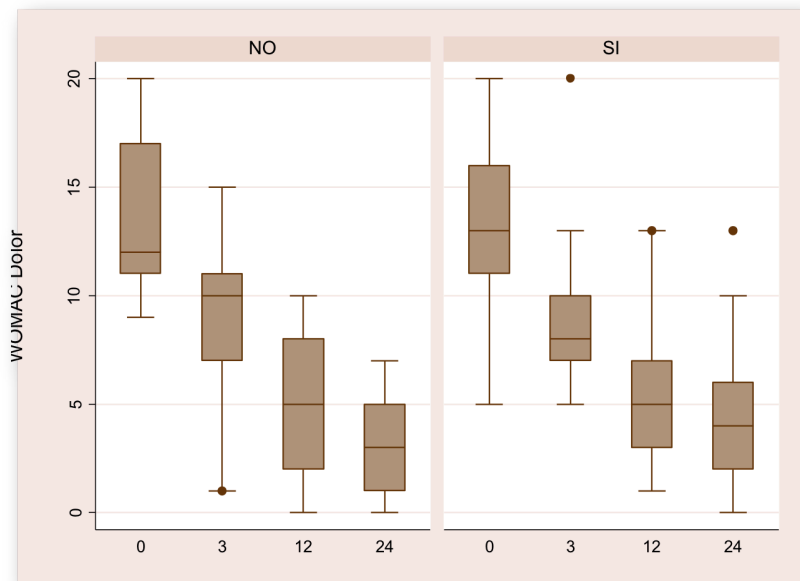
Grupo	Observaciones	Media	S.D.
No	30	3.27	2.20
Si	30	4.37	2.88
Diferencia	1.10		
p-value	0.10		

Tabla 28. WOMAC dolor a los 2 años de seguimiento



Gráfica 15. Curva de frecuencia WOMAC dolor a los 2 años de seguimiento

Si nos centramos en los distintos periodos de evaluación objetivamos que en el grupo cementado la media a los 3 meses fue de 8,93 (SD=2,99) y al año de 5,43 (SD=2,85) , por el contrario las medias en el grupo no cementado en dichos periodos de evaluación fueron, 9,03 (SD=3,26) y 5,03 (SD=2,74) respectivamente. No objetivamos diferencias significativas tras comparar dichos valores, siendo $p = 0,90$ a los 3 meses y $p = 0,58$ al año, de igual manera que ocurrió al comparar valores al final del seguimiento.



Gráfica 16. Diagrama de caja WOMAC dolor

En WOMAC función, a los dos años de seguimiento la media en el grupo cementado fue de 17,60 (SD=12,01) y en el grupo no cementado de 12,90 (SD=8,90) obteniendo una $p = 0,09$, sin hallarse diferencias estadísticamente significativas.

Grupo	Observaciones	Media	S.D.
No	30	12.90	8.90
Si	30	17.60	12.01
Diferencia	4.70		
p-value	0.09		

Tabla 29. WOMAC función a los 2 años de seguimiento

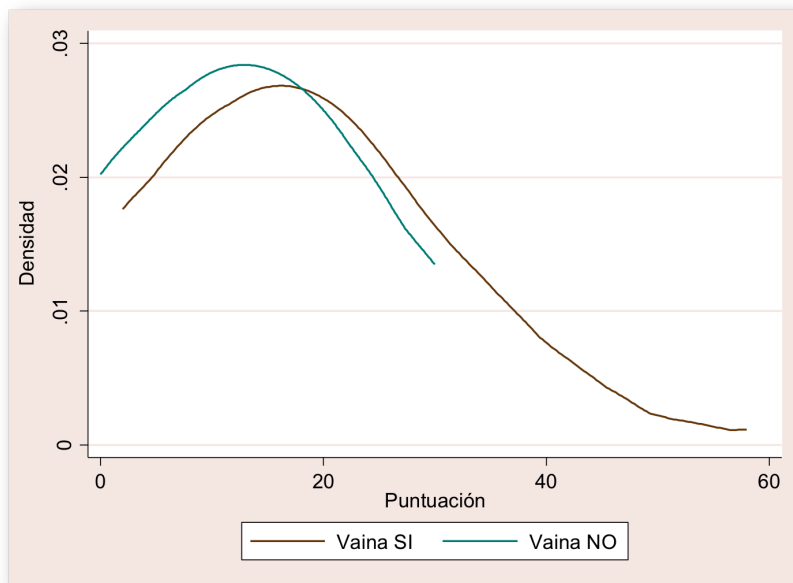
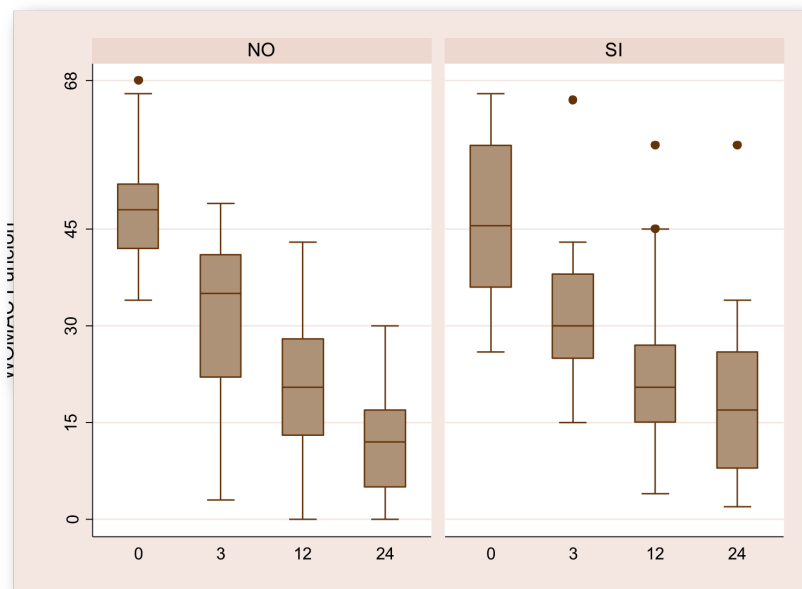


Gráfico 17. Curva de frecuencia WOMAC función a los 2 años de seguimiento

Al analizar los distintos periodos de evaluación entre los dos grupos vimos que a los 3 meses la media en el grupo no cementado era 32,13 (SD=12,15) y en el grupo cementado 31,27 (SD=9,85), no hallando diferencias estadísticamente significativas entre ambos. La misma tendencia ocurrió al año de seguimiento, con $p = 0,66$, tras presentar una media de 20,63 (SD=11,34) en el grupo no cementado y de 21,97 (SD=11,49) en el grupo cementado. En ambos grupos las cifras mejoraron a lo largo del seguimiento pero sin hallar diferencias significativas entre ellos.

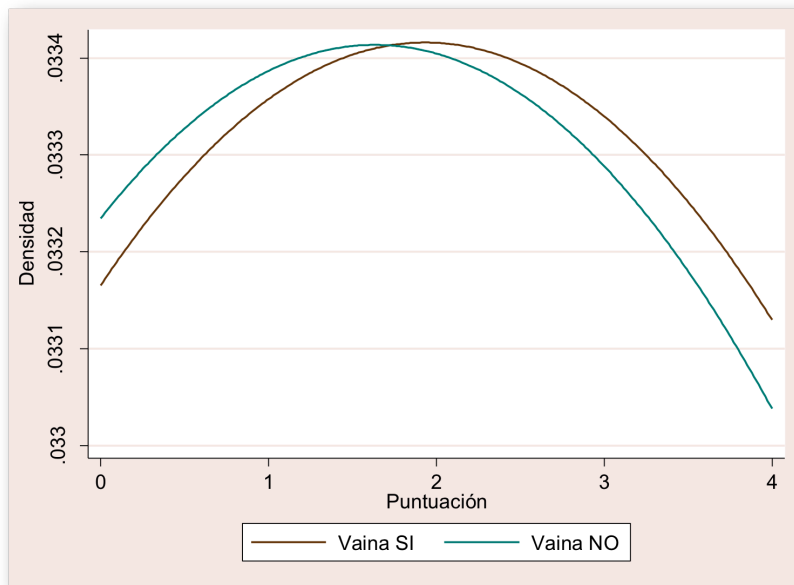


Gráfica 18. Diagrama de caja WOMAC función

Por último, en WOMAC rigidez, al final del estudio se objetivó una media de 1,63 (SD=1,40) en el grupo de no cementado y de 1,93 (SD=1,39) en el cementado, siendo el valor de $p = 0,41$ no significativo.

Grupo	Observaciones	Media	S.D.
No	30	1.63	1.40
Si	30	1.93	1.39
Diferencia	0.30		
p-value	0.41		

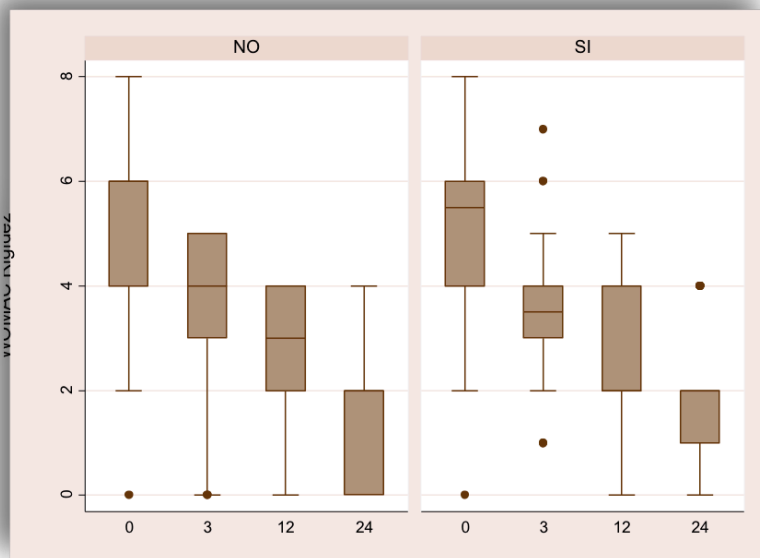
Tabla 30. WOMAC rigidez a los 2 años de seguimiento



Gráfica 19. Curva de frecuencia WOMAC rigidez a los 2 años de seguimiento

De igual manera que ocurrió en Womac dolor y Womac función, las cifras de Womac rigidez fueron mejores a lo largo del seguimiento en ambos grupos, independientemente del tipo de fijación del platillo tibial. Así en el grupo de cementado las medias fueron de 3,53 (SD=1,43) y 2,37 (SD=1,50) a los 3 y 12 meses tras la cirugía, mientras que en el grupo no cementado, fueron 3,70 (SD=1,42) y 2,53 (SD=1,33) a los 3 y 12 meses respectivamente.

Observando los resultados de Womac globalmente, se objetivó una clara progresión en las medias a medida que se avanzó en el seguimiento, dicha mejora fue similar en ambos grupos no hallándose diferencias estadísticamente significativas en las sucesivas comparaciones independientemente del parámetro evaluado, ya fuera Womac dolor, función o rigidez.



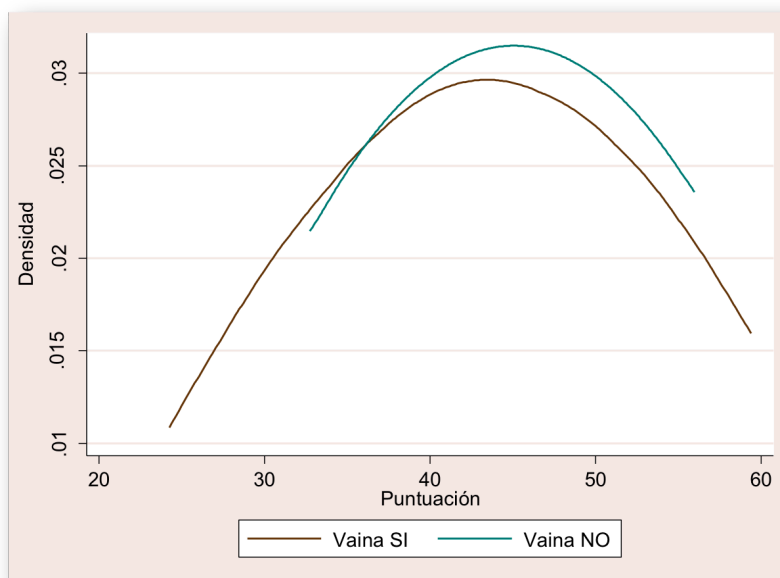
Gráfica 20. Diagrama de caja WOMAC rigidez

SF-12

Desde el punto de vista de la calidad de vida tampoco se objetivaron diferencias estadísticamente significativas entre los dos grupos a estudio al comparar los datos del SF-12 físico y mental. Así, en cuanto al SF-12 físico, se halló un valor de $p = 0,36$ a los dos años tras la cirugía, no encontrándose diferencias estadísticamente significativas. Las medias en dicho momento de evaluación fueron 45,06 (SD=5,62) en el grupo no cementado y 43,46 (SD=7,75) en el grupo cementado.

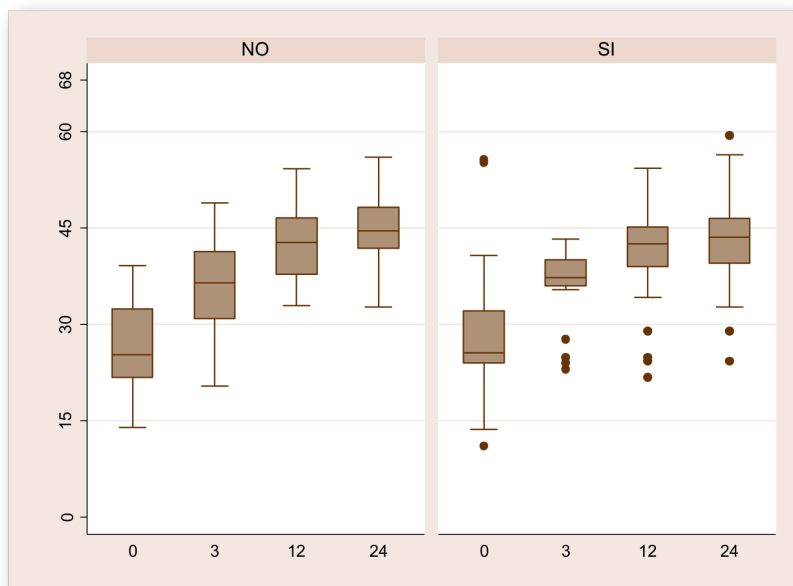
Grupo	Observaciones	Media	S.D.
No	30	45.06	5.62
Si	30	43.46	7.75
Diferencia	-1.60		
p-value	0.36		

Tabla 31. SF-12 físico a los 2 años de seguimiento



Gráfica 21. Curva de frecuencia SF-12 físico a los 2 años de seguimiento

A lo largo del seguimiento las medias en ambos grupos experimentaron una mejora similar pero sin hallar significación estadística al compararlas entre sí. A los 3 meses de seguimiento la media en el grupo cementado fue de 36,46 (SD=5,77) y en el grupo no cementado de 35,49 (SD=6,89) siendo $p = 0,55$. Al año de seguimiento los valores para el grupo cementado y no cementado fueron 41,46 (SD=8,22) y 42,16 (SD=5,13) respectivamente, siendo $p = 0,6$, por lo que tampoco objetivamos diferencias estadísticamente significativas entre ellos.

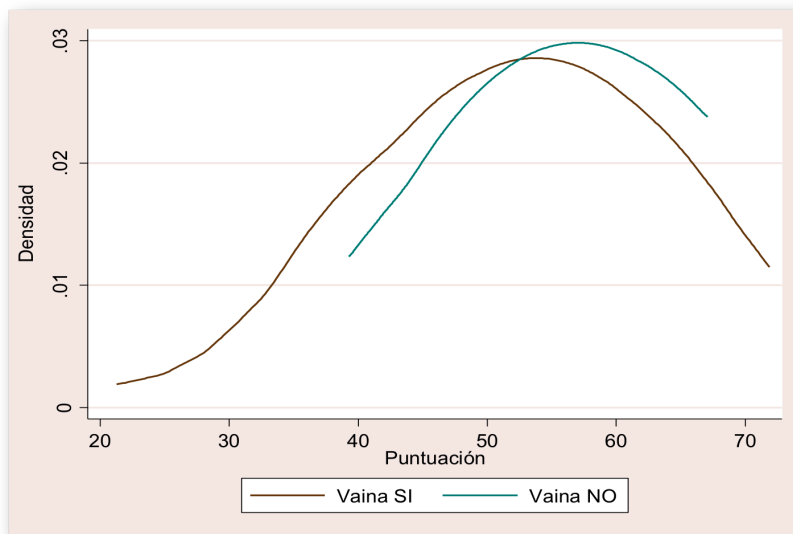


Gráfica 22. Diagrama de caja SF- 12 físico

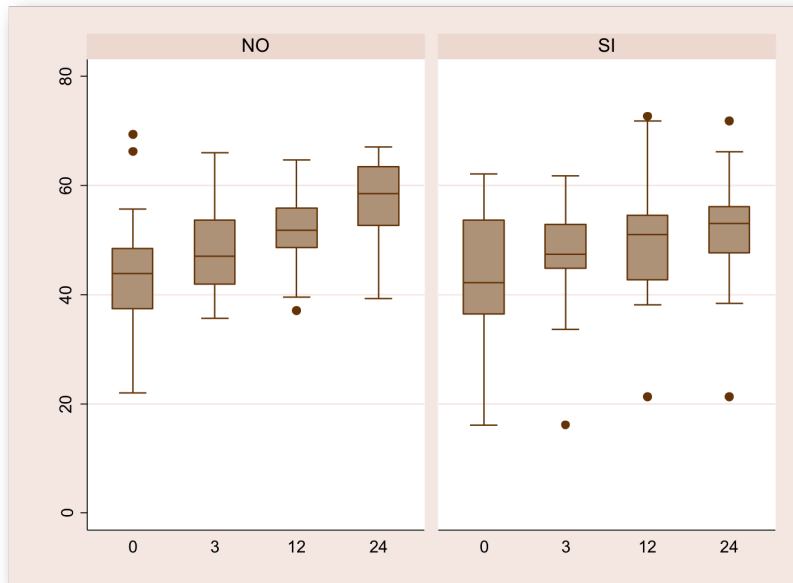
La interpretación de los resultados de SF-12 mental fue similar a los de SF-12 físico puesto que a los dos años de la cirugía, tampoco se hallaron diferencias estadísticamente significativas entre las medias de ambos grupos a estudio, $p = 0,06$. Esta falta de significación que se produjo a los 2 años, fue la continuación de la falta de significación que apareció a los 3 meses y a los 12 meses tras la cirugía. La comparación de medias en dichos momentos de evaluación no fue significativa, así, a los tres meses la media en el grupo cementado fue de 47,08 (SD=8,54) y en el grupo no cementado 47,55 (SD=7,27) siendo $p = 0,82$. Al año, los valores para dichos grupos fueron 50,24 (SD=10,41) y 51,84 (SD=6,68) respectivamente, con $p = 0,48$.

Grupo	Observaciones	Media	S.D.
No	30	57.02	7.56
Si	30	52.70	9.72
Diferencia	-4.31		
p-value	0.06		

Tabla 32. SF-12 mental a los 2 años de seguimiento



Gráfica 23. Curva de frecuencia SF-12 mental a los 2 años de seguimiento



Gráfica 24. Diagrama de caja SF-12 mental

6.4.3. Complicaciones

En cuanto a las complicaciones y el cementado o no del platillo tibial objetivamos que el número de complicaciones era mayor en el grupo cementado, 10 frente a 4 en el grupo de no cementado, pero sin hallar diferencias estadísticamente significativas entre ambos, con una $p = 0,067$.

	SI	Complicaciones		Total
		NO	SI	
Cemento Tibia	NO	4	26	30
	SI	10	20	30
Total		14	46	60

Tabla 33. Complicaciones

07

DISCUSIÓN

7. DISCUSIÓN

7.1. Características de la muestra

Desde el punto de vista epidemiológico, nuestra serie fue similar en cuanto a tamaño muestral a series publicadas hasta la fecha, como la de Barnett ⁽¹⁶⁾ que mostró de manera retrospectiva resultados evolutivos de vainas no cementadas con o sin vástago en 34 pacientes y un seguimiento no menor de 2 años o la de Alexander ⁽⁸⁷⁾ que mostró también de forma retrospectiva resultados clínicos y radiológicos de vainas metafisarias no cementadas en 28 pacientes con un seguimiento medio de 33 meses. Nuestra serie estuvo compuesta por una muestra de 60 pacientes, distribuidos en dos grupos de 30 pacientes cada uno, con un seguimiento de 24 meses. Aunque este diseño nos ha permitido evaluar los resultados a medio plazo, el seguimiento es inferior a 10 años, por lo que desconocemos su comportamiento a largo término. Hasta el momento el trabajo que ha mostrado un mayor seguimiento con vainas metafisarias ha sido el de Martin ⁽⁸⁰⁾ con una media de 6 años, siendo el máximo de 8,9 años. A la vista de estos datos consideramos que nuestra muestra y resultados pueden ser comparables a la literatura más reciente.

El 100% de los pacientes presentaron aflojamiento aséptico o inestabilidad de la artroplastia previa. Se excluyeron recambios por aflojamiento séptico y otra etiología distinta de la anteriormente citada. En nuestro trabajo, la etiología fue más homogénea que la publicada en otras series en las que se incluyeron recambios sépticos y por fractura periprotésica ^(16,87). El motivo para no incluir pacientes con movilización séptica fue que habitualmente realizamos el tratamiento de ésta en dos tiempos y ello podría haber generado un sesgo en los resultados clínicos ⁽⁸⁸⁾

7.2. Clasificación y tipos de defecto

Una de las mayores dificultades que se suele encontrar en una cirugía de revisión es la clasificación del defecto óseo que se presentará intraoperatoriamente. La calidad del hueso remanente suele ser mala, tanto para permitir la penetración y el anclaje del cemento, en caso de ser usado, como para favorecer la integración de los injertos. Hasta la fecha han sido múltiples los sistemas de clasificación descritos que definen la extensión del defecto

óseo, no obstante, la variabilidad inter e intraobservador y la dificultad en ocasiones para obtener información fiable del remanente óseo a partir de la radiología, son hechos a tener en cuenta en la elección de la clasificación más adecuada.

La clasificación de Rand ⁽⁸⁹⁾ tiene en cuenta no sólo el tamaño sino también la integridad de las inserciones ligamentosas. La clasificación de Clatworthy y Gross ⁽⁹⁰⁾ refleja el tamaño del defecto, si éste es contenido o no, y si es circunferencial o no. Clasificaciones más actuales etiquetan los defectos según su forma y tamaño en quísticos, epífisarios, cavitarios y segmentarios o suman a la clasificación de AORI la existencia de lesión del aparato extensor o ligamentoso ⁽⁹¹⁾.

Nos decidimos por aplicar la clasificación del Anderson Orthopaedic Research Institute (AORI), publicada por Engh y Rorabeck en 1997 ⁽⁹²⁾ ya que está universalmente aceptada, es la más empleada y clasifica las pérdidas óseas según la posibilidad que tiene el hueso remanente de dar estabilidad al implante, permitiendo predecir el mejor tratamiento reconstructivo ⁽⁹³⁾. Se realiza inicialmente en el preoperatorio sobre la imagen radiográfica, aunque tanto el tamaño como la simetría, morfología y localización del defecto deberán ser confirmados o modificados intraoperatoriamente tras la retirada de los implantes ⁽⁹³⁾.

Los artículos publicados hasta la fecha recogen datos sobre pacientes con defectos que abarcan desde un tipo I a un tipo III tanto en tibia como en fémur, mostrando resultados variables. Alexander ⁽⁸⁷⁾ publicó resultados de 30 revisiones en 28 pacientes con defectos AORI IIB–III en tibia y fémur. Agarwal ⁽⁹⁴⁾ mostró datos retrospectivos de una muestra de 103 pacientes con defectos AORI II-III en tibia y defectos I-III en fémur. Huang ⁽⁹⁵⁾ estudió 83 revisiones en 79 pacientes con defectos I-II tanto en tibia como en fémur. O Barnett ⁽¹⁶⁾ que en su trabajo sobre 34 pacientes no especificó el defecto femoral pero si el tibial, presentando defectos II-III en dicha localización.

En nuestro estudio en cambio, ningún paciente presentó un defecto tipo III ni en tibia ni en fémur. Se decidió no incluir estos defectos porque implicarían el empleo de implantes tipo charnela, lo que generaría un sesgo en el estudio. Si bien es cierto que en la mayoría de los artículos las vainas se han empleado para reconstruir defectos óseos mayores tipo II-III AORI, la versatilidad y los resultados satisfactorios que ofrecen, permite que su utilización se extienda a defectos menores, donde tras análisis de resultados se observa que sus propiedades de fijación biológica y osteointegración son óptimas ⁽⁹⁵⁾.

Referencias	Defecto fémur (AORI)	Defecto tibia (AORI)
Jones et al.	2 y 3	2 y 3
Alexander et al.	2B y 3	2B y 3
Agarwal et al.	1-3	2 y 3
Huang et al.	1-3	1-3
Barnett et al.	No especificado	2 y 3
Bugler et at.	1-2	1-3
Graichen et al.	2B y 3	2-3
Martin et al.	1-2	1-2
GÆttsche et al	1-3	1-3
Dalury et al.	No especificado	No especificado
Chalmers et al.	1-3	1-3

Tabla 34. Tipo de defectos en estudios previos

Previamente, la utilización de vainas metafisarias quedaba supeditada a situaciones donde se presentara un mayor defecto óseo, ya fuera un tipo II o un tipo III AORI ⁽⁷⁾. Su uso en defectos tipo I no era la norma por los costes económicos derivados de su utilización y la existencia de otras alternativas terapéuticas que podían ofrecer buenos resultados clínicos ⁽⁷⁾. Sin embargo, revisando la literatura vemos que el uso de vainas en tales defectos ha demostrado excelentes resultados, incluso mejores que los derivados de la utilización de dichas técnicas. En un estudio previo ⁽⁸⁰⁾ sobre el empleo de las vainas metafisarias en 134 pacientes sometidos a cirugía de revisión de artroplastia de rodilla, concluimos que, por sus resultados óptimos podían ser empleadas también en defectos tipo I, garantizando una supervivencia del 100% con un seguimiento máximo de 9 años. La versatilidad que ofrecen al poder ser usadas sin vástago ⁽⁹⁶⁾ hace que el consumo de recursos económicos no se vea acrecentado con respecto a otro tipo de implante de revisión, permitiendo además la consecución de una fijación mecánicamente más eficiente y promotora de una mejor osteointegración, que la derivada del uso de cemento y vástagos ⁽⁴⁵⁾.

7.3. Relleno del defecto óseo

Las posibilidades terapéuticas en función del defecto óseo existente son múltiples incluyendo cemento, injerto óseo, aumentos metálicos, conos de tantalio, vainas de titanio o incluso prótesis tumorales.

Tradicionalmente defectos óseos menores y contenidos han sido tratados con cemento. La adición de tornillos en defectos mayores puede promover una estabilidad añadida (97). Lombardi (38) recomendó la utilización de cemento en defectos menores de 5 mm, usando tornillos en defectos de hasta 10 mm siempre existiendo una afectación menor al 50% de los cóndilos femorales o de la superficie tibial.

Los resultados del cemento sólo son mediocres, dado que su resistencia al estrés y a la compresión es baja (7). Sin embargo presentan un buen comportamiento a corto plazo, pudiendo ser utilizados en pacientes ancianos con bajos requerimientos mecánicos, y su uso asociado a tornillos ha mostrado buenos resultados en defectos mayores de 5mm con seguimiento de 13 años (98). Su uso en grandes cantidades en cambio, puede originar necrosis ósea. Esta técnica es cada vez menos usada dada la gran frecuencia de aparición secundaria de líneas de radiolucencia especialmente en tibia en controles tempranos, por lo que quedaría relegada al tratamiento de defectos óseos menores en pacientes más mayores con escasos requerimientos (99).

Otra opción para el tratamiento de estos defectos son el autoinjerto y el aloinjerto fragmentado. Las ventajas del autoinjerto de esponjosa incluyen su capacidad de osteoconducción y osteoinducción así como su capacidad osteogénica que dependerá de la localización de origen. La morbilidad ocasionada así como una accesibilidad limitada son sus principales inconvenientes (100). Es precisamente este hecho, el que llevó a afirmar a Hunter (99), que el autoinjerto sólo debería utilizarse en defectos menores o como interfaz en la utilización de aloinjerto. El aloinjerto fragmentado impactado tiene una mayor versatilidad y menos limitaciones que el autoinjerto, aunque es necesario tener presente el potencial riesgo de transmisión de enfermedades derivado de su uso. Hanna (101) publicó tasas de supervivencia del 98% a los 10 años en 56 revisiones de rodilla. Lorke (10) mostró resultados satisfactorios a medio plazo de aloinjerto impactado en 48 revisiones con una baja tasa de aflojamiento y una adecuada reconstrucción anatómica. Toms (102) obtuvo resultados similares aunque concluyó que con aumentos metálicos se conseguía una mayor estabilidad.

Dada su versatilidad, los aumentos metálicos, los conos y las vainas metafisarias pueden ser usados tanto en defectos menores y contenidos como en aquellos mayores y no contenidos, función esta última que puede desempeñar también el aloinjerto estructural. Los resultados a corto y medio plazo del aloinjerto en bloque son variables. Engh ⁽¹¹⁾ publicó un 87% de resultados excelentes con una media de seguimiento de 4,2 años en defectos tipo II tratados con esta técnica. Clatworthy ⁽⁴²⁾ presentó en su trabajo una supervivencia del 72% a los 10 años de seguimiento en 52 cirugías de revisión, fracasando en 12 casos con una media de seguimiento de 70,7 meses, 5 de los cuales presentaban reabsorción del aloinjerto con aflojamiento del implante. Richard ⁽¹⁰³⁾ mostró en su estudio de cohortes a dos años de seguimiento resultados clínicos más favorables en pacientes en los que se había usado aloinjerto en bloque que en aquellos en los que no se había implantado. Kuchinad ⁽¹⁰⁴⁾ en su artículo de revisión de 2011 o Chun ⁽¹⁰⁵⁾ en 2014 publicaron también resultados clínicos y funcionales satisfactorios.

Pese a que muchos autores apoyan el uso de aloinjerto estructural en bloque para la reconstrucción de defectos óseos severos, la tasa de complicaciones y reoperaciones sugiere la necesidad de una alternativa más duradera que supla dichas carencias. Así lo afirmó Bautmann ⁽²⁷⁾ que publicó resultados de 70 casos con un mínimo de 5 años de seguimiento donde en 17 de los cuales se requirió una nueva cirugía principalmente por fallo del injerto, o Parratte ⁽¹⁰⁶⁾ que se reafirmó en las limitaciones a medio-largo plazo del aloinjerto en bloque dadas sus tasas de fallo en cuanto a integración.

Los aumentos metálicos ofrecen ventajas con respecto al injerto óseo como mayor modularidad y accesibilidad y menor índice de complicaciones. Hockmann ⁽³⁷⁾ describió una supervivencia del 80% a 8 años de seguimiento con aumentos metálicos utilizados en defectos AORI II-III. Panni ⁽¹²⁾ obtuvo una supervivencia del 100% a los 7 años en 38 pacientes con defectos AORI II-III. El uso de aumentos queda supeditado al empleo de vástagos. Como dijo Richard “ Dickey ” Jones: “ si usas un aumento, usa un vástago, y cuanto más grande sea el aumento, más grande deberá ser el vástago ” ⁽¹⁰⁷⁾. Las cifras que muestran estas publicaciones sobre los aumentos reflejan que su principal indicación serían defectos segmentarios no contenidos moderados de entre 5–20 mm y defectos mayores pero en pacientes menos activos ⁽⁶⁾

En su contra, juega la limitación que ofrecen en cuanto a forma y tamaño. Además de no restaurar el stock óseo, para la obtención de un buen apoyo cortical es indispensable la realización de un corte preciso que permita una aposición directa del suplemento en el hueso sin realizar una excesiva resección ósea, el problema es que puede ser neces-

rio aumentar dicha resección o colocar cemento para la consecución de un buen ajuste del aumento ⁽⁹¹⁾. El principal inconveniente en la utilización de bloques radica en una adaptación subóptima al relieve cortical del hueso, que acrecentaría los problemas de no restauración anatómica del stock óseo, mientras que el uso de cuñas puede derivar en una transmisión asimétrica de cargas generadora de fuerzas de cizallamiento que podrían conducir a un aflojamiento precoz del implante. Por otro lado, existe riesgo de aparición de partículas metálicas en la zona de unión a la prótesis que podría favorecer fenómenos de corrosión o aflojamiento si el hueso de soporte del suplemento es pobre ⁽¹⁰⁸⁾.

La aptitud de los conos de metal trabecular y vainas de titanio para ser empleados en defectos de gran tamaño y los buenos resultados clínicos obtenidos hasta la fecha con ambos, los han convertido ⁽¹⁰⁹⁾, en implantes a tener muy en cuenta para la restauración de la anatomía ósea en lugar del aloinjero estructural. La facilidad técnica, el no actuar como vectores de transmisión de enfermedades, el bajo riesgo de colapso y reabsorción y la menor producción de fuerzas de cizallamiento sobre el remanente óseo, justifican esta afirmación ⁽⁴⁸⁾.

Fue Howard ⁽⁴⁸⁾ quien publicó resultados clínicos favorables empleando conos de tantalio, con ausencia de signos radiográficos de aflojamiento, en 24 pacientes con defecto femoral IIB y III tras 34 meses de seguimiento. Lachiewicz demostró una supervivencia del 96,3% y una evidencia de osteointegración del 94% con una media de seguimiento de 3,3 años en pacientes con defecto tipo IIB-III ⁽¹¹⁰⁾ Jensen analizó de forma prospectiva la migración del componente tibial en pacientes sometidos a cirugía de revisión, utilizando en un grupo conos de tantalio para la reconstrucción, y en otro grupo control cemento, concluyendo tras dos años de seguimiento, que con los conos se conseguía una fijación más estable, menos susceptible de migración temprana y aflojamiento secundario del implante ⁽¹¹¹⁾.

La bibliografía es contundente hasta la fecha sobre los resultados clínicos y radiológicos a corto plazo del empleo de conos de tantalio para la reconstrucción de defectos óseos tipo II-III AORI en cirugías de revisión ^(8,112). Schmitz ⁽⁸⁾ destacó en su artículo, las ventajas biomecánicas con respecto a su bajo módulo de elasticidad (3 MPa) y alta porosidad (70–80%), lo que permitiría una transferencia más uniforme de fuerzas en el hueso. En el artículo español publicado por Villanueva–Martínez ⁽⁷²⁾ se demostró una osteointegración del 100% a los 3 años de 29 conos de tantalio en 21 pacientes que presentaban defectos AORI tipo II-III.

Resultados similares han sido publicados con posterioridad con un seguimiento no mayor de 3 años, lo que impide obtener conclusiones a largo plazo. Así, Derome ⁽¹¹⁴⁾ mostró resultados clínicos y de osteointegración excelentes en 29 pacientes con defectos tipo II y III AORI y una media de seguimiento de 3 años, al igual que Mozella ⁽¹¹⁴⁾ en sólo diez pacientes y con un seguimiento medio de 2 años. Jensen ⁽¹¹⁵⁾ presentó un seguimiento ya algo mayor, 4 años, y una muestra de 30 pacientes y concluyó de la misma forma que los anteriores autores citados, en defectos AORI tipo II-III los conos de metal trabecular son una excelente alternativa de reconstrucción con unos niveles excelentes de osteointegración.

El hallazgo más llamativo del artículo de Brown ⁽¹¹⁶⁾ fue además de unos resultados similares a publicaciones previas, la alta tasa de complicaciones que alcanzó el 13 % de infección profunda, sin que ello les impidiera concluir que los conos de tantalio eran una buena opción para el tratamiento de grandes defectos óseos en cirugías de revisión. Kamath ⁽¹¹⁷⁾ publicó también resultados a medio plazo de 66 conos de tantalio en tibia para defectos tipo II-III AORI con un seguimiento medio de 5,8 años y una supervivencia mayor de 95 % al final del mismo. Dos pacientes presentaron radiolucencias y tres de ellos fueron revisados; uno por infección, otro por aflojamiento aséptico y otro por fractura periprotésica.

Pese a ello, los conos de metal trabecular presentan una serie de inconvenientes como son su elevado coste, la dificultad que supone su extracción en caso de infección, la posibilidad de aparición de fenómenos de corrosión metálica en caso de contacto con los componentes de la prótesis, la necesidad de empleo masivo de cemento para fijar ésta en el interior del cono y la presencia de tres interfaces (prótesis-cemento, cemento-cono, cono-hueso) que genera dudas acerca de la durabilidad del implante.

Los resultados publicados con vainas metafisarias de titanio son similares a los descritos con los conos de tantalio. Se ha demostrado que son una excelente opción para el tratamiento de defectos AORI tipo II-III en cirugía de revisión de rodilla. Por todo ello, y basándonos en nuestra experiencia ⁽⁸⁰⁾ previa positiva con buenos resultados clínicos y radiológicos y excelente supervivencia consideramos de elección el empleo de vainas metafisarias.

7.4. Tipo de implante

El escenario en una cirugía de revisión es considerablemente distinto al encontrado en una cirugía primaria. La pérdida ósea es mayor y comúnmente se encuentra asociada a

una inestabilidad ligamentosa o insuficiencia de partes blandas que requiere de implantes con mayor grado de constrictión para la obtención de unos resultados idóneos. Aunque el aumento del grado de constrictión suple la carencia del aparato ligamentoso, es a costa de incrementar el estrés sobre los componentes, y de promover de igual manera un mayor desgaste del polietileno pudiendo provocar el aflojamiento prematuro de los mismos ⁽¹¹⁸⁾.

Antes de la introducción de la plataforma rotatoria, los fallos en implantes primarios y de revisión eran secundarios en mayor medida al desgaste del polietileno, aflojamiento aséptico y a menudo asociados a mala alineación, inestabilidad o al uso de implantes con excesivo grado de constrictión ⁽¹¹⁹⁾. Las tasas de aflojamiento aséptico han disminuido gracias a modificaciones en la técnica quirúrgica, mejoras en los implantes, en el polietileno y en su esterilización. Los implantes con plataforma rotatoria surgieron principalmente para paliar el problema del desgaste de polietileno ^(120,121). La plataforma rotatoria transforma las fuerzas de flexo-extensión, traslación anteroposterior y rotación del fémur en movimientos de rotación uniaxial del polietileno sobre la bandeja tibial, disminuyendo teóricamente el desgaste del mismo.

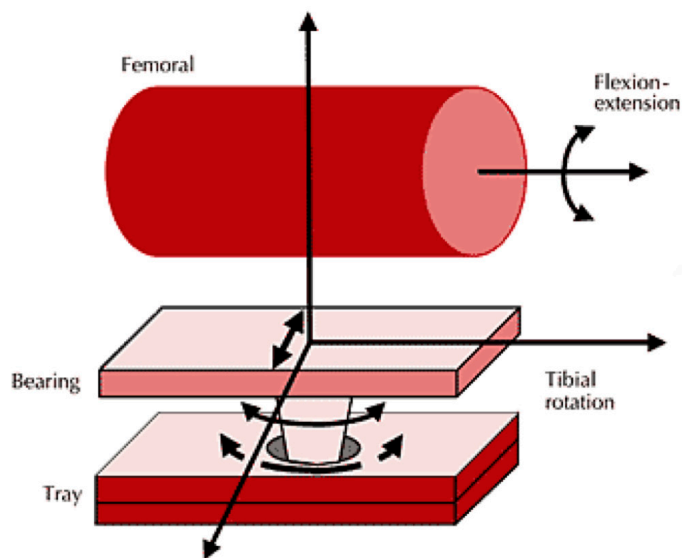


Figura 44. Cinética de la plataforma rotatoria.
Imagen obtenida de www.healio.com/orthopedics/knee/news/online.

Ofrece una mayor superficie de contacto, se corrige la autocorrección del alineamiento de la rodilla, sobre todo rotacional al no constreñir la acción de los ligamentos y los músculos sobre la articulación y se disipa parcialmente el estrés sobre la interfaz prótesis-hueso al permitir la absorción de dichas fuerzas en los planos de deslizamiento de la prótesis ^(122,123).

Este diseño muestra ventajas con respecto a implantes de plataforma fija. La primera de ellas, es la mejor acomodación de la traslación anteroposterior del fémur y la rotación interna de la tibia en grados máximos de flexión ⁽¹²⁴⁾. La segunda, sería la derivada de la menor transferencia de fuerzas al polietileno y con ello al implante tibial y la consecuente reducción del estrés a la interfaz cemento-implante ^(125,126). Sin embargo, la preocupación por la inestabilidad de la plataforma y la falta de evidencia convincente sobre su superioridad en términos de función y longevidad en comparación con diseños de plataforma fija, ha impedido su amplia integración ^(127, 128).

Pese a ello las publicaciones que avalan el uso de esta plataforma en implantes primarios se ha incrementado, y sus resultados favorables cada vez a más largo plazo empiezan a reflejarse también en implantes de revisión. Mainar ⁽¹²⁹⁾ publicó resultados de 133 implantes primarios en 118 pacientes tras 13 años de seguimiento con 100 % de supervivencia y mejoría significativa del KSS de 28 puntos de media en el preoperatorio (R=1-59) a 96 (R=67-100) al final del seguimiento. Este mismo año Kim ⁽¹²⁸⁾ mostró de manera retrospectiva resultados clínico-radiológicos excelentes del uso de plataforma móvil rotatoria en 316 implantes de revisión con un seguimiento medio de 60 meses (R=24-121,2), mejoría significativa del KSS y ausencia de signos de aflojamiento ^(77,128).

La estabilidad de un implante viene determinada por el grado de conformidad de las superficies y por el grado de constricción. Para conseguir la mayor supervivencia del mismo es necesaria la utilización de modelos con el menor grado de constricción posible que a la vez garanticen una reconstrucción estable del montaje, y la realización de una reconstrucción selectiva del aparato ligamentoso.

En nuestro trabajo ninguno de los pacientes presentó una alteración de la estabilidad de la rodilla por afectación del aparato cápsulo-ligamentoso, por lo que hubiera sido probablemente suficiente el empleo de un componente posteroestabilizado para conseguir la estabilidad deseada.

Las vainas metafisarias han sido empleadas desde los años 80 con componentes constreñidos tipo charnela y sólo fue posible emplearlas con componentes semiconstreñidos a

partir de 2006. No fue hasta más tarde cuando se adaptaron para ser utilizadas con componentes posteroestabilizados. Por ello y dada la buena experiencia que hemos obtenido con implantes semiconstreñidos ⁽⁸⁰⁾ con una supervivencia aséptica del 100% a 6 años, decidimos no modificar su configuración y continuar con la utilización del mismo tipo de implante.

7.5. Método de fijación

La consecución de una fijación sólida y estable es indispensable para la mejora en la longevidad de la construcción. La fijación puede ser establecida en epífisis (zona 1), metáfisis (zona 2) y diáfisis (zona 3). Este concepto de fijación zonal proporciona una metodología de trabajo aplicable tanto en fémur como en tibia para la consecución de la integración óptima del implante y debería ser considerada de manera individual en la planificación preoperatoria de cada paciente, teniendo en cuenta que la fijación deseada debe instaurarse en al menos dos zonas y que es igualmente exigida tanto para implantes cementados como no cementados. Lo que se debe dilucidar con claridad es qué zonas son más aptas, cuál es el método apropiado de fijación y que implante es el mejor en cada caso ⁽⁵¹⁾.

Los vástagos son los responsables de la fijación en zona 3, encargándose de la transmisión de cargas, en función de su longitud, a la metáfisis y a la diáfisis del hueso consiguiendo una disminución del 30% de estrés sobre el hueso epifisario y aumentando al mismo tiempo la superficie de carga axial. Además, ayudan a conseguir una mejor alineación del implante y a restaurar mejor el eje mecánico de la extremidad ⁽¹³⁰⁾

Publicaciones recientes ⁽¹³¹⁻¹³³⁾ han enfatizado en la necesidad de utilizar vástagos para dotar al sistema de la estabilidad estructural adecuada y obtener así unos resultados satisfactorios a largo plazo. Si bien advierten, que es necesario discernir cuál debe ser la fijación deseada en el sistema de revisión, para la consecuente utilización de vástagos bien de anclaje metafisario o diafisario, y cementados o no cementados.

Los vástagos de anclaje metafisario de 30–75 mm permiten mayor libertad de colocación anteroposterior y mediolateral. Esta flexibilidad puede proporcionar un mejor ajuste del componente femoral en el plano coronal y optimizar la posición anteroposterior del implante para la obtención del mejor espacio en flexión. La aparición de dolor en punta de vástago, aunque descrita, es menor. Además, son más fáciles de utilizar en pacientes con deformidad a nivel diafisario secundaria a traumatismo previo, displasia o artropatía infla-

matoria donde el uso de un vástago largo sería complejo. Hay que tener en cuenta que la consecución de una correcta alineación se puede ver dificultada, además de por la pérdida ósea existente, por el hecho de que con la utilización de estos vástagos no se dispone de una referencia a nivel diafisario que ayude en la obtención de dicha alineación ⁽¹³¹⁾.

Según algunos autores los vástagos de anclaje diafisario (>75 mm) facilitan la obtención de una correcta alineación del implante al utilizar la diáfisis como referencia ⁽⁷⁰⁾. Parsley ⁽¹³⁴⁾ mostró en su estudio mejores cifras de alineación con vástagos largos que con vástagos cortos de anclaje metafisario, con los que obtuvo mayores tasas de malalineación en varo. Históricamente la preocupación sobre los vástagos largos era el efecto que podría ejercer en la posición definitiva de la porción articular del implante. Gobba ⁽¹³⁵⁾ demostró mediante un estudio computacional como la utilización de vástagos tibiales de 120 mm incrementaba el riesgo de que la bandeja tibial fuera situada con un excesivo valgo. Actualmente este problema se ha mitigado con la existencia de adaptadores con offset entre la zona articular y la porción diafisaria, que facilitan la obtención de una mejor alineación. Hay que tener en cuenta también entre sus desventajas, el riesgo que existe de fractura periprotésica durante la preparación del canal y el fenómeno de dolor en la punta del vástago, que aparece más frecuentemente que con vástagos cortos ⁽¹³¹⁾.

No está claro si en la elección del vástago es más importante la anchura o la longitud del mismo. Bistolfi ⁽¹³⁶⁾ recomendó usar vástagos no menores de 75 mm de longitud cuando se utilizaba una plataforma móvil rotatoria en el implante de revisión. Beaver ⁽¹³⁷⁾ concluyó que la mínima longitud del vástago debía ser aquella con la que se consiguieran 4 cm de anclaje diafisario. Parsley ⁽¹³⁴⁾ determinó con vástagos no cementados lo que denominaron CFR “canal-fill-ratio” definido como la anchura del vástago dividida por la anchura del canal intramedular. En su trabajo afirmaron que este cociente debía ser mayor de 0,85 para asegurar un correcto anclaje del vástago.

Quilez ⁽⁷⁹⁾ publicó un estudio biomecánico basado en el método de elementos finitos para analizar el efecto que tenía la incorporación de un implante tibial tras un recambio protésico de rodilla en el proceso de remodelación ósea. Para ello comparó 5 tipos de diseños de implante tibial: vástago recto, vainas con vástago y sin él, vástago con offset con y sin suplemento. Concluyó que los mayores valores de tensión se localizaron en la punta de vástago, siendo las prótesis de vástago recto las que mostraron cifras más elevadas. Además, las prótesis con offset y las vainas con vástago fueron las que mayor reabsorción ósea produjeron. La prótesis que generaría una menor reabsorción ósea a lo largo del tiempo sería la de vainas sin vástago, por tanto, la que mejor comportamiento biomecá-

nico presentaría a largo plazo. En esta misma línea Kindsfater ⁽¹³⁸⁾ resaltó las ventajas de la utilización de vainas sin vástago: eran sencillas de colocar con libertad a la rotación, no sobresalían del platillo tibial y se impactaban a presión sin necesidad de cemento. Destacó la no necesidad de preparar el canal tibial, con el menor riesgo de fractura intraoperatoria que ello conllevaría, pero concluyó que la alineación que se obtenía no era la ideal y ello justificaría la mayor frecuencia de aparición de dolor postoperatorio. Quizás este hecho podría mitigarse si en lugar de colocar la vaina sin ningún tipo de orientación diafisaria, se utilizara un vástago de prueba aunque luego no se colocara con el implante definitivo. Esto es lo que hicimos precisamente en nuestro estudio.

La mayor tensión localizada en la punta del vástago podría derivar en la aparición de dolor en dicha zona, siendo ésta una de las complicaciones más frecuentes tras una cirugía de revisión. Mihalko ⁽¹³⁹⁾ publicó su aparición en su serie con una frecuencia de hasta un 16 % de los pacientes, no relacionándolo sin embargo con la longitud del vástago ni con la impactación del mismo. Actualmente, se desconoce con exactitud si la aparición de dolor en punta de vástago es debida a micromovimientos en la interfaz hueso-prótesis, al stress-shielding que produciría resorción ósea a nivel de la bandeja tibial que causaría movimiento del vástago, o si el origen sería la transferencia de estrés al hueso circundante debido a un desajuste en el módulo de elasticidad de Young entre el vástago y el hueso ⁽¹⁴⁰⁾. En nuestro estudio previo ⁽⁸⁰⁾ apareció dolor a nivel de la punta del vástago mientras éstos fueron macizos, desapareciendo a partir de 2006 con la utilización de vástagos ranurados.

En este trabajo se optó por la utilización de implantes semiconstreñidos con plataforma rotatoria, vainas y vástagos de 75 mm de longitud tanto en tibia como en fémur, con un diámetro variable según el canal medular de cada paciente. De esa manera mediante los vástagos se conseguiría un inmediato soporte axial y con las vainas además de potenciar dicho soporte se obtendría una excelente estabilidad rotacional e integración ósea.

En la actualidad, sin consenso en las publicaciones, sigue siendo controvertido cuál es el mejor método de fijación de los vástagos: cementado, híbrido o sin cemento.

Pocos han sido los trabajos que comparaban fijación cementada con no cementada en artroplastias de revisión, Fehring ⁽⁸⁵⁾ recomendó fijación cementada, pero únicamente se centró en resultados radiológicos no en resultados clínicos o funcionales. De igual manera escasas publicaciones avalaban la no cementación, únicamente fue Whiteside ⁽¹⁾ el que publicó tasas de supervivencia similares con ambas técnicas, pero hasta la fecha se trataba de un trabajo aislado cuyos resultados no fueron confirmados por otros autores.

La mayoría de los trabajos en cambio, se han centrado en fijación híbrida y cementada, alabando las virtudes de la primera. La comparación en implantes primarios entre ambas, fue realizada tanto a nivel experimental ⁽¹⁴¹⁾ como a nivel clínico ⁽¹⁴²⁻¹⁴⁴⁾. Algo más tarde Beaver ⁽¹³⁷⁾ dio a conocer datos comparativos de manera retrospectiva entre dos grupos sometidos a cirugía de revisión, uno de ellos con 46 pacientes mediante vástago cementado de anclaje diafisario y otro con 31 pacientes y el mismo implante pero usando press fit como medida de fijación. Los resultados que aportó no mostraron diferencias estadísticamente significativas ni en cuanto a resultados clínicos ni a tasa de supervivencia.

El mejor alineamiento axial intramedular es la ventaja que defienden los impulsores de la fijación híbrida con respecto a la cementada. La alineación con los vástagos cementados cortos es menos congruente con la de la diáfisis al no estar guiados por la cortical endóstica. No ocurre así con los vástagos largos impactados que deben encajar dentro del eje de la diáfisis ⁽¹⁾. Por contra, los vástagos cementados permitirían una mayor variabilidad en el posicionamiento de los componentes previniendo así la sobredimensión lateral o el exceso de longitud. Con los vástagos impactados esto sólo puede conseguirse con los llamados vástagos offset o disminuyendo el tamaño de los componentes. Sin embargo, los vástagos offset no están disponibles en todos los sistemas de revisión, y la disminución en el tamaño de los componentes puede conllevar un desajuste en el tamaño del implante tibial o femoral ⁽¹⁴⁵⁾.

Los excelentes resultados que muestra la no cementación empiezan a ser confirmados por trabajos publicados en los últimos años que enfatizan en la utilidad de esta técnica como método de fijación sin la necesidad de recurrir al cemento para tales fines. Así, Mont ⁽¹⁴⁶⁾ tras una revisión sistemática de la literatura afirmó que la supervivencia a 10 años de la fijación no cementada en comparación con la cementada era similar.

En lo que a vainas metafisarias se refiere la mayoría de los autores se decantan por la no cementación de las mismas, utilizando eso sí el cemento en la fijación del platillo tibial y en la cobertura de las zonas de la vaina especialmente expuestas. En el ya mencionado artículo de Alexander ⁽⁸⁷⁾ se empleó esta técnica como medida de fijación, no se cementó la vaina pero si el platillo tibial y las superficies óseas expuestas. La misma técnica usó Graichen ⁽⁷⁸⁾ en 121 pacientes con un seguimiento medio de 43 meses y una supervivencia del 98,3% al final del mismo.

Referencias	Vástago	Tipo de implante	Cementación tibia
Jones et al.	SI	Bisagra	SI y en algunos vástagos
Alexander et al.	SI	VVC (Plataforma móvil en todos)	SI
Agarwal et al.	No en todos los defectos	VVC, PS (Plataforma fija y móvil)	SI
Huang et al.	SI	Bisagra, PS (Plataforma móvil en todos)	SI
Barnett et al.	SI	Bisagra, VVC, PS (Plataforma móvil en todos)	SI
Bugler et al.	No en todos los defectos	VVC (Plataforma fija y móvil)	SI
Graichen et al.	No en todos los defectos	Bisagra, VVC, PS (Plataforma móvil en todos)	SI
Martin et al.	SI	VVC (Plataforma móvil en todos)	SI
GÆttsche et al	NO	VVC	SI
Dalury et al.	SI	Bisagra, PS, (Plataforma móvil en todos)	SI
Chalmers et al.	SI	Bisagra, VVC, PS (Plataforma fija y móvil)	SI

Tabla 35. Tipo de implante utilizado en estudios previos

Bugler en 35 revisiones publicó resultados a 3 años de seguimiento de implantes constreñidos varo–valgo y plataforma fija y rotatoria utilizando aloinjerto además de cemento para la fijación del implante tibial ⁽¹⁵⁾ Para Agarwal ⁽⁹⁴⁾ una de las ventajas de las vainas metafisarias fue su capacidad para ser impactadas directamente sobre la metáfisis tibial sin necesidad de cemento. Para ellos, la función de la utilización de un vástago estrecho y corto sería el centrado del implante en el canal, mejor que soportar la carga. En su trabajo, utilizó implantes semiconstreñidos con plataforma rotatoria y empleó también cemento para la fijación de la superficie tibial.

Más recientemente Dalury ⁽¹⁴⁷⁾ publicó datos de su estudio retrospectivo con un seguimiento medio de 4 años y la utilización de esta técnica de fijación en 40 pacientes sometidos a cirugía de revisión de etiología séptica y aseptica, mostrando excelentes signos de fijación metafisaria y alineación del implante así como favorables resultados clínicos y funcionales. En este mismo año obtuvimos una supervivencia aseptica del 100 % a los 6 años, en 134 pacientes tras la utilización de implantes semiconstreñidos con plataforma rotatoria, vainas con vástago y esta misma cementación como mecanismo de fijación del implante ⁽⁸⁰⁾.

La posibilidad de abandonar la práctica de la cementación tibial hizo que comenzáramos a realizar este trabajo. Lo novedoso y único de nuestro estudio es la no utilización de cemento como mecanismo de fijación primaria optando por una aposición ósea directa del implante que estimule la osteointegración y la fijación del mismo. Hasta la fecha no hay ningún trabajo que recoja resultados sin empleo alguno de cemento en la tibia.

Mediante el uso de vainas metafisarias se consigue una fijación en zona 2 o fijación metafisaria, la fijación en esta zona ofrece ventajas con respecto a las otras zonas puesto que está más cercana a la articulación y facilita la restauración de la interlínea articular. Permiten una transferencia de cargas de manera axial más homogénea, evitando el estrés rotacional o de cizalladura, estimulando de este modo el crecimiento óseo según la ley de Wolff. Sin embargo, la fijación en esta zona debe ser complementada con una fijación adicional en zona 1 o, si ésta se halla comprometida en zona 3 mediante el uso de vástagos ya sean cementados o no cementados ⁽¹³²⁾. La fijación establecida en zonas 2 y 3 dotará al sistema de la estabilidad deseada siendo innecesaria una fijación adicional en zona 1 con cemento, que podría interferir en la transmisión de cargas a la metáfisis y fomentar reabsorción ósea a ese nivel. Teniendo en cuenta además, que dicha zona está afectada en la mayoría de las cirugías de revisión, se presupone conveniente la consecución de estabilidad en una zona distinta donde la anatomía no se encuentre tan comprometida ⁽⁵¹⁾.

Del mismo modo que se planteó no utilizar cemento sobre la tibia pudimos pensar en no hacerlo tampoco en el fémur. El sistema de anclaje del platillo tibial a la vaina metafisaria mediante cono morse está complementado por dos aletas en la quilla que encajan sobre una ranura de la vaina, dotando al montaje de una estabilidad rotacional añadida que haría innecesaria la utilización de cemento para tal fin. En el conjunto femoral en cambio, el anclaje de la vaina en el componente es exclusivamente mediante cono morse, que por tener una sección circular, podría permitir rotaciones del implante sobre la vaina, de ahí que se haya mantenido el uso de cemento para evitar esta complicación y un posible fallo precoz del componente.

Conseguida la estabilidad en al menos dos de las tres zonas anatómicas y dadas las características estructurales del implante, sumando a todo ello el conocimiento existente sobre las complicaciones derivadas del uso de cemento en una cirugía de revisión, optamos por estudiar la posibilidad de evitar su uso para la implantación del componente tibial.

7.6. Resultados

7.6.1. Influencia de edad, sexo e IMC

La edad media de los pacientes incluidos en nuestro estudio fue algo mayor si la comparamos con los 66 años (R=49-88) del trabajo de Barnett ⁽¹⁶⁾ pero similar a los 72 años (R=55-86) del trabajo de Bugler ⁽¹⁷⁾. La distribución por sexos no fue distinta de la de otros trabajos publicados.

El IMC, es un dato que, aunque se recoge en la mayoría de las publicaciones, no se le concede la importancia que merece, constituyendo una de las variables más importantes en la supervivencia del implante ⁽¹⁴⁸⁾. En los pacientes de nuestra serie predominaba una obesidad moderada o tipo I según la OMS. Singh ⁽¹⁴⁹⁾ en su artículo publicado en 2010 sobre los predictores de la limitación funcional a los dos años de la cirugía encontró el IMC y el sexo femenino como limitadores de la actividad funcional.

Para Deakin ⁽¹⁵⁰⁾ los resultados postoperatorios de pacientes sometidos a una artroplastia primaria de rodilla fueron claramente peores en pacientes superobesos con un IMC > 40 kg/m². Los resultados en pacientes con un IMC > 30 kg/m² también fueron peores pero sin alcanzar la significación necesaria, posiblemente relacionado este hecho con el

escaso poder de los trabajos realizados hasta la fecha. Para Samson ⁽¹⁵¹⁾ y Wener ⁽¹⁵²⁾ los resultados en pacientes con un IMC de 30–40 kg/m² tras una artroplastia primaria serían comparables a los obtenidos en pacientes con un IMC dentro de la normalidad. Únicamente serían pacientes con un IMC > 40 kg/m² los que experimentarían unos resultados postoperatorios más desfavorables.

En nuestro caso la fijación metafisaria no se vió condicionada por el IMC de forma significativa ($p = 0,066$). Los resultados funcionales fueron similares independientemente del IMC, si bien es cierto que en aquellos pacientes con obesidad mórbida fueron inferiores, aunque sin alcanzar significación. Ghomrawi ⁽¹⁵³⁾ sin embargo, demostró peores puntuaciones en la escala WOMAC, especialmente en la escala dolor, en pacientes obesos. El tipo de defecto y la incidencia de aparición de complicaciones tampoco se vieron influidos por el IMC previo del paciente.

Ninguna de estas relaciones es evaluada en los trabajos publicados hasta la fecha sobre vainas metafisarias. Sí que se describe el IMC de los pacientes sometidos a cirugía pero nada se dice de la posible relación que haya podido tener en la evolución previa del implante primario o la que podría tener en el implante de revisión.

7.6.2. Resultados radiológicos

En nuestro trabajo la osteointegración que definida según los criterios de Engh ⁽⁸⁴⁾ siendo las líneas de radiolucencia estudiadas mediante la escala modificada de la KSS según Fehring y cols. ⁽⁸³⁾, donde a través de la misma, se dota de gran valor a los hallazgos encontrados, clasificándolos como estables, probablemente estables e inestables.

La frecuencia de aparición de líneas de radiolucencia alrededor de la vaina metafisaria ha sido relativamente baja en las publicaciones existentes. Su presencia podría indicar alteración de la estabilidad, pero incluso cuando ha sido progresiva, no siempre ha conducido a aflojamiento de los componentes. Graichen ⁽⁷⁸⁾ observó líneas de radiolucencia alrededor del recubrimiento poroso en siete pacientes, sólo cuatro de ellos fueron revisados debido al progresivo aflojamiento clínico.

Tanto Barnett ⁽¹⁶⁾ como Huang ⁽⁹⁵⁾ no observaron radiolucencias alrededor de las vainas aunque sí que estaban presentes alrededor del vástago en alguno de los casos fallidos. Pese a que en los trabajos de Alexander ⁽⁸⁷⁾ y Barnett ⁽¹⁶⁾ se produjo una pérdida significativa de pacientes a lo largo del seguimiento, y que junto con el trabajo de Huang ⁽⁹⁵⁾ el segui-

miento fue a corto plazo, los autores afirmaron que las vainas constituirían una opción de fijación biológica a largo plazo que permitiría restaurar defectos óseos severos con buenos resultados clínicos y mínimas complicaciones, favoreciendo la osteointegración del implante.

En nuestro trabajo de 2016 ⁽⁸⁰⁾ describimos la aparición en un paciente de una zona de reabsorción ósea profunda de 3 mm, hecho que también apareció en el trabajo de Barnett ⁽¹⁶⁾. Dicha zona era adyacente a la bandeja tibial en zonas 1 y 2 y se atribuyó su aparición a la descarga de la zona epifisaria (fenómeno recogido en la literatura anglosajona como de stress shielding). La imagen fue observada al final del primer año postoperatorio, sin objetivarse progresión posterior, manteniéndose una adecuada osteointegración en controles sucesivos. No está del todo clara la influencia de estos hallazgos en la evolución clínica de los pacientes ⁽⁵⁴⁾.

Gottsche ⁽⁹⁶⁾ no halló diferencias estadísticamente significativas en cuanto a dolor y satisfacción entre pacientes que presentaban líneas de radiolucencia o reacción cortical y aquellos que no. En su estudio retrospectivo de 63 pacientes con vainas sin vástago no cementadas en defectos AORI IIB y III, 7 pacientes presentaron líneas de radiolucencia alrededor de la prótesis y 5 pacientes reacción cortical, sin que ambos hechos repercutieran en los posteriores resultados clínicos.

En nuestro trabajo a los dos años de la cirugía objetivamos una correcta integración de la vaina con ausencia de líneas de radiolucencia en todos los pacientes independientemente del grupo analizado, sin importar por lo tanto que no fuera utilizado cemento para fijar la bandeja tibial. Estos resultados son el producto de la transmisión axial adecuada de la carga que protege la fijación epifisaria y mejora la estabilidad rotacional del implante, y de una fijación biológica de la construcción ⁽¹⁵⁴⁾.

Revisando resultados publicados de conos y vainas metafisarias y conocidas sus ventajas respecto a otras alternativas para la reconstrucción de defectos óseos mayores, ambos constituyen una alternativa atractiva a los aloinjertos estructurales en dicha indicación ⁽¹⁵⁵⁾. En la revisión sistemática publicada por Beckmann ⁽⁴³⁾ se compararon resultados de 476 aloinjertos estructurales y 223 conos de metal trabecular utilizados en revisiones de rodilla con defectos AORI II y III y un seguimiento medio de 5,9 años. Al final del mismo el porcentaje de aflojamiento aséptico fue de 0,3% en el grupo de conos y 1% en el de aloinjertos. En cuanto a porcentaje de infección, 0,7 % en el grupo de conos de metal trabecular y 0,8% en el de aloinjerto estructural. A la vista de estos resultados, los autores

afirmaron que los conos de tantalio constituían una alternativa real al aloinjerto estructural en defectos óseos mayores, dada su mayor biocompatibilidad y osteointegración que conllevaba una menor tasa de aflojamiento. Las conclusiones de este artículo son superponibles a las emitidas por Walmsley (156) quien afirmó que dadas las ventajas probadas que ofrecen tanto vainas como conos de tantalio y pese a que todavía no hay estudios a largo plazo que demuestren la persistencia de las mismas, ambos tipos de implante han sustituido ya al aloinjerto estructural en la restauración de defectos óseos mayores tipo II y III AORI en cirugías de revisión de rodilla con unos porcentajes de osteointegración excelentes.

7.6.3. Resultados clínicos y funcionales

Escasa y reciente es la bibliografía publicada hasta la fecha que recoja datos clínicos sobre el empleo de vainas metafisarias en cirugía de revisión de rodilla. Si la desgranamos vemos que Alexander ⁽⁸⁷⁾ evaluó tanto los grados de flexión, pasando de 101° de media en el preoperatorio a 109° en el postoperatorio y como el KSS score experimentó una mejoría significativa ($p < 0,001$) pasando de 55,5 de media (R=15-95) a 92 (R=53-99), dicha mejoría no aparecía en KSS función manteniéndose en el postoperatorio en cifras similares al preoperatorio. No se encontró ninguna complicación en la vaina, pero un 23% refería dolor diafisario a nivel de la punta del vástago. Dicho vástago era mayor de 150 mm de longitud y no era ranurado en aquellos pacientes que referían dolor más allá de los dos años. Sin embargo no encontró significación en la relación entre el tipo de vástago ni la longitud del mismo, pero si con su diámetro.

Barnet ⁽¹⁶⁾, estudió únicamente variación de grados de flexión y KSS score y funcional. No utilizó vainas en todos los pacientes. En 11 de ellos empleó vainas sin vástago para evitar el efecto punta descrito por Alexander, seleccionando además implantes en bisagra, varo-valgo constreñidos y posteroestabilizados, todos con plataforma móvil rotatoria y el mismo método de fijación con cemento. Al final del seguimiento se objetivó también una mejoría significativa en la flexión ($p < 0,001$).

Agarwal ⁽⁹⁴⁾ no utilizó vainas metafisarias ni tampoco vástagos en todos los pacientes. Empleó implantes posteroestabilizados y varo-valgo constreñidos con plataforma fija y móvil y cemento para fijar la plataforma tibial. Evaluó grados de flexión y OKS. Hubo mejoría en cuanto a grados de flexión aunque en 15 de los pacientes se objetivó una deformidad en flexión de entre 5° a 8°. En cuanto a cifras de OKS se obtuvo también una mejoría significativa, pasando de 23 en el preoperatorio (SD= 7,3) a 32 (SD=6,7) en el

postoperatorio con $p < 0,001$. Únicamente en 2 casos se realizó una nueva revisión, y en ambos las vainas no llevaban vástago. Huang ⁽⁹⁵⁾ evaluó SF-36, WOMAC y KSS. Utilizó vainas en tibia, y vástagos no en todos los pacientes. Los implantes fueron en bisagra y posteroestabilizados, todos con plataforma móvil. Igual que en los anteriores trabajos mencionados se cementó la superficie tibial. Se experimentó una mejora significativa en todos los parámetros evaluados al comparar cifras pre y postoperatorias. En este trabajo la tasa de nueva revisión fue mayor (16,9%), 6 de ellas de etiología séptica.

Las conclusiones de los cuatro trabajos fueron comunes afirmando que las vainas constituirían una excelente opción de fijación biológica a largo plazo, con buenos resultados clínicos y mínimas complicaciones, permitiendo el relleno del defecto óseo preexistente, favoreciendo la osteointegración del implante.

Además de los trabajos anteriormente citados Graichen ⁽⁷⁸⁾ publicó en 2015 un estudio prospectivo de 121 revisiones de rodilla. En el total de la muestra se utilizaron 119 vainas tibiales y 74 vainas femorales, de las cuales 119 y 25 llevaban vástago respectivamente. Los implantes utilizados fueron bisagra, varo–valgo constreñido y posteroestabilizados, todos con plataforma móvil. La media de seguimiento fue de 3,6 años. Al final del mismo los valores de KSS mejoraron de $52 \pm 18,9$ en el preoperatorio, a $68,8 \pm 23,3$ en el postoperatorio ($p < 0,01$). 3 de los pacientes presentaron dolor en la punta del vástago. Se realizaron 14 nuevas revisiones, 11,4% llevadas a cabo después de los 3,6 años de media de seguimiento. De ellas 5 fueron de etiología biomecánica y 4 por infección. La supervivencia del implante a los 3,6 años de seguimiento fue del 98,3%. En el trabajo de Bugler ⁽¹⁷⁾ el 40% de las vainas tibiales y el 60% de las femorales se implantaron sin vástago. Se decantaron por implantes varo–valgo constreñidos y plataforma móvil y fija. Misma técnica de cementación pero además añadió el uso de aloinjerto. La media de seguimiento fueron 3,2 años. Para la evaluación clínica utilizó SF-12, KSS y OKS. Los resultados que arroja son similares a los estudios previos, con mejoría franca significativa en todos los parámetros evaluados, con cifras de OKS similares a las obtenidas en el trabajo de Agarwal. En su artículo destacó la no existencia de aflojamiento aséptico en implantes que no presentaban vástago, por lo que se mostró partidario de la no utilización del mismo por rutina salvo si se requería una fijación adicional, evitando además así, la aparición de dolor en la punta de vástago que presentaban algunos pacientes. Dicha premisa era opuesta a la formulada por Agarwal ⁽⁹⁴⁾ quién recomendaba el uso de vástagos, tras la aparición de esos dos casos de aflojamiento en montajes que no lo incluían.

Podemos comparar resultados obtenidos con vainas metafisarias y los alcanzados con conos de tantalio y aloinjertos. Sandifor ⁽¹⁵⁷⁾ comparó resultados clínicos de 45 revisiones con defecto AORI II-III, en 15 de las cuales se utilizaron conos de metal trabecular y en 30 aloinjerto de cabeza femoral. Tras un seguimiento medio de 9 años concluyó que no existieron diferencias significativas entre ambas técnicas en cuanto a dolor, función o necesidad de una nueva revisión. Di Martino ⁽¹⁵⁸⁾ publicó una tasa del 100% de osteointegración en 26 conos utilizados en defectos IIB-III AORI con una media de seguimiento de 6 años. Por su parte, Potter ⁽¹⁵⁹⁾ publicó también este mismo año resultados clínicos y radiológicos de 159 conos de tantalio femorales con una media de seguimiento de 5 años implantados entre 2003 y 2011. Concluyó que ante defectos óseo severos los conos constituyen una excelente opción de reconstrucción con una supervivencia del 96%

En el último metaanálisis publicado hasta la fecha⁽⁴³⁾ se afirmó que aunque sin significación al respecto, la tendencia observada era la aparición de una mayor tasa de complicaciones con el uso de aloinjerto. Además de las conocidas propiedades de los conos en cuanto a mayor porosidad, bajo módulo de elasticidad y alto coeficiente de fricción, se remarcó la mayor estabilidad que confería dicha construcción evitando además la reabsorción ósea derivada de uso de aloinjertos, enmarcado todo ello en una mayor osteointegración.

Para Chen ⁽⁴⁹⁾ conos y vainas metafisarias constituirían ya una alternativa real al uso de aloinjertos, con unos resultados superponibles entre ellos pero francamente mejores a los obtenidos con estos últimos. A la espera de estudios a largo plazo que ayudarían a dilucidar si existen diferencias clínicas entre conos y vainas, destacó por un lado, el papel que podía tener en la consecución de las mismas el hecho de que las vainas estaban unidas al implante mediante un cono morse y que en los conos dicha unión era mediante cemento, que ante un mayor defecto óseo femoral posterior las vainas podían dotar al implante de una estabilidad rotacional añadida y por último que a diferencia de los conos de metal trabecular, en las vainas la preparación de la metafisis era mediante brocado de la misma.

No existen hasta la fecha trabajos randomizados que comparen resultados clínicos de vainas metafisarias y conos de metal trabecular. Los trabajos más recientes al respecto continúan mostrando los buenos resultados derivados de uso de las primeras, así Chalmers ⁽¹⁵⁸⁾ publicó este mismo año un trabajo retrospectivo de 393 vainas implantadas en la Clínica Mayo entre Enero de 2006 y Diciembre de 2013. Del total de la muestra, 211 vainas fueron cementadas (68 femorales y 143 tibiales) y 111 no cementadas (55 femorales y 56 tibiales), todas ellas con vástago. El seguimiento medio fue de 38 meses (R=24-96). El 12% de los pacientes presentaron complicaciones, siendo la mayoría de las mimas

(6,5%) fracturas que no precisaron de un tratamiento adicional. El 13% de los pacientes requirieron una nueva cirugía, el 5,7% manipulación bajo anestesia y el 3,1% desbridamiento artroscópico por clunk patelar, relacionando su aparición con el uso de implantes posteroestabilizados. Se produjeron dos aflojamientos asépticos de la vaina, una femoral y una tibial. La supervivencia a 5 años fue del 96% en vainas femorales y del 99,5% en vainas tibiales. Dichas cifras se asemejaron a las obtenidas en los trabajos de Graichen ⁽⁷⁸⁾ y Agarwal ⁽⁹⁴⁾ con tasas > 98% y fueron comparables a las mostradas en trabajos con conos de metal trabecular como el anteriormente citado de Kamatch ⁽¹¹⁷⁾ con tasas > 95%.

Destacó también la no existencia de diferencias estadísticamente significativas ($p > 0,5$) entre implantes cementados y no cementados, y la ausencia de trabajos contrastados que abordaran este hecho enfatizando en los buenos resultados de este implante independientemente del método de fijación empleado.

Precisamente este punto es en el que centra este trabajo, no en comprobar si existen diferencias estadísticamente significativas entre implantes cementados y los llamados no cementados por los autores, pero que en realidad incluyen cementación para la fijación de la plataforma tibial, sino que va más allá no utilizando dicho cemento para la fijación ni de la bandeja tibial ni para recubrimiento de las zonas más expuestas de la vaina.

En trabajos como el de Alexander ⁽⁸⁷⁾, Agarwal ⁽⁹⁴⁾ o Bugler ⁽¹⁷⁾, pese a tratarse de una fijación no cementada, sí que se empleaba cemento en la fijación del platillo tibial así como en zonas de la vaina más expuestas. Con nuestro trabajo lo que se pretende es valorar si realmente obviando el empleo de cemento para tales fines, se consiguen unos resultados clínico-funcionales y una tasa de supervivencia similares o incluso mejores a los derivados de su uso.

De esta manera, si realizamos una comparativa por escalas de los resultados obtenidos al final del seguimiento entre los dos grupos de nuestro estudio vemos que no se hallaron diferencias estadísticamente significativas en ninguno de los parámetros evaluados al final del seguimiento, incluso en KSS funcional los resultados fueron mejores en el grupo de no cementación, aunque sin alcanzar la significación necesaria. Por lo tanto, los resultados obtenidos tras la no cementación son similares a los obtenidos tras la misma y acordes a los publicados hasta la fecha por otros autores.

En su trabajo retrospectivo Gottsche ⁽⁹⁶⁾ apoyándose en las premisas de Bugler ⁽¹⁷⁾ utilizó vainas sin vástago e implantes varo-valgo constreñidos. Utilizó también cemento para la

fijación de la bandeja tibial. Evaluó resultados clínicos mediante KSS, obteniendo diferencias estadísticamente significativas ($p < 0,001$) entre el KSS preoperatorio que fue de 62,7 (R=54,7–70,8), y el postoperatorio que fue de 109,6 (R=98,1–121,2). La supervivencia fue del 97,2%, objetivándose sólo 2 casos de aflojamiento aséptico. Misma supervivencia (98%) en el trabajo de Dalury⁽¹¹⁷⁾ tras un seguimiento medio de 4,8 años, en 34 revisiones con implantes en bisagra y posteroestabilizados, vainas con vástago no cementadas y plataforma móvil. La valoración clínica se realizó con KSS mostrando mejoría significativa de parámetros a lo largo del seguimiento.

En nuestro trabajo⁽⁸⁰⁾ con implantes semiconstreñidos con plataforma móvil rotatoria y vainas con vástago de 75 mm utilizados en defectos AORI tipo I-II en 133 pacientes y misma técnica de cementación que en trabajos previos ya obtuvimos una supervivencia a 6 años de seguimiento medio del 100% que venía a confirmar los resultados obtenidos hasta la fecha y constatar que las vainas metafisarias constituirían una opción real de tratamiento en cirugías de revisión de rodilla.

Estos datos de supervivencia marcan la continuidad con trabajos previos y son similares a los obtenidos en el actual donde a los dos años de seguimiento se objetivó en ambos grupos una correcta integración ósea con ausencia de líneas de radiolucencia y una supervivencia del 100% independientemente del método de fijación empleado. Todo ello con una mejoría clínica significativa progresivamente mayor a medida que avanzaba el seguimiento, por lo que haciendo caso a nuestros resultados, no sería necesario el empleo de cemento en la tibia con este tipo de implante.

Podemos afirmar que la cementación, pensada en el pasado como la mejor opción de fijación de implantes de revisión, ha sido sustituida por técnicas que persiguen una fijación más biológica y en conclusión más predecible y duradera en sus resultados.

08

CONCLUSIONES

8. CONCLUSIONES

1. No existieron diferencias en resultados clínicos entre pacientes sometidos a cirugía de revisión de artroplastia de rodilla con vainas metafisarias de titanio empleando cemento para la fijación de la plataforma tibial y el recubrimiento de las superficies expuestas de la vaina, y aquellos en los que no se utilizó para tales fines, por lo que su uso no sería necesario para la consecución de unos excelentes resultados clínicos.
2. No existieron diferencias en la calidad de vida de pacientes sometidos a cirugía de revisión de artroplastia de rodilla con vainas metafisarias de titanio empleando cemento para la fijación de la plataforma tibial y el recubrimiento de las superficies expuestas de la vaina, y aquellos en los que no se utilizó para tal fin.
3. Se objetivó una correcta integración de la vaina con ausencia de líneas de radiolucencia en todos los pacientes, sin importar que el cemento no fuera utilizado para fijar la bandeja tibial. No hubo diferencias significativas en los resultados radiológicos derivadas del empleo o no de cemento.
4. La supervivencia de las vainas metafisarias de titanio fue altamente satisfactoria con cifras del 100% a dos años de seguimiento sin que el uso de cemento para fijar la bandeja tibial importara en la obtención de dichos resultados.
5. Las vainas metafisarias de titanio constituyeron una excelente opción en cirugía de revisión de artroplastia de rodilla para la reconstrucción de defectos óseos AORI I-II.
6. La fijación metafisaria no se vio condicionada por el IMC de forma significativa.
7. La evolución clínica de los pacientes no se vio influenciada por el tipo de defecto tibial previo a la cirugía, ni tampoco por el tipo de defecto femoral.
8. El método de fijación empleado no influyó en la aparición de complicaciones.
9. Recomendamos el uso de vainas metafisarias de titanio para la reconstrucción de defectos AORI I-II en cirugía de revisión de artroplastia de rodilla, sin que el empleo de cemento en la fijación de la plataforma tibial y sobre las zonas más expuestas de la vaina, sea necesario para la obtención de unos resultados satisfactorios.

09

ANEXOS

9. ANEXOS

9.1 Conflicto de intereses

El autor y directores de este trabajo no recibieron ninguna financiación externa o donaciones como apoyo a su investigación, o para la preparación de este trabajo. Tampoco recibieron pagos u otros beneficios de una entidad comercial.

9.2 Agradecimientos

A mis padres, por darme siempre todo vuestro apoyo, por darme una vida en la que he aprendido que el trabajo y la disciplina son dos valores con los que se consiguen metas. Por hacer que nunca deje de soñar. Por enseñarme a que la verdad absoluta es la mayor de las ignorancias, y que el cuestionarse las cosas es la mayor de las sabidurías.

A mi hermano, porque aunque ya no estés sentado en uno de los vagones del tren que dirige este conductor, espero que te sientas orgulloso no sólo de él sino también de estos padres que igual que por mí, habrían dado por ti todo lo que tienen.

A mi familia, por confiar siempre en mí. A ti enana, por ser la luz que ilumina, porque te guiaré para que con tus dedos escribas esto algún día.

A vosotros, ese grupo que hicimos y que hacemos cada día, el conoceros durante todo este tiempo me ha demostrado lo que significa la palabra amistad. Porque hacéis que sea mejor persona.

Carlos, gracias por darme todo tu apoyo y confianza desde el primer momento. Admiro tus ganas de aprender, de crecer, de alcanzar nuevas metas. Eres y serás un ejemplo para mí. Porque tu so fast so good ha hecho posible este trabajo. Gracias.

Ángel, gracias por ser como eres, más allá de un jefe, siempre he encontrado en ti un amigo. Tu constancia y dedicación han hecho posible que hoy este escribiendo estas letras.

Que he de decir de ti Teresa, que no te haya dicho ya. Has sido uno de mis grandes apoyos durante estos cinco años tanto en lo personal como en lo profesional. Tus consejos han hecho que poco a poco este orientando no sólo mi carrera sino también mi vida. Gracias.

Toni Towa, gracias por todo, por tu ayuda y tu comprensión. Nunca imagine que el primer día que te conocí iba a descubrir a alguien así. Porque siempre he dicho que en este mundo hay personas buenas y tú eres una de ellas. Gracias amigo.

Marta, gracias de nuevo, nunca me cansaré de decirte gracias, por todo este tiempo que hemos compartido y en el que sólo recuerdo buenos momentos. Tu trabajo, constancia, dedicación, inteligencia y sentido común me hacer ver que eres y serás excelente, no sólo como profesional sino también como persona.

A Jorge, Ignacio y Miguel, mis tres amigos que no caminan delante ni detrás de mí, solo a mi lado. Gracias por mostrarme siempre todo vuestro apoyo sin cuestionar el cómo ni él porque.

A Mar, gracias por acompañarme durante este largo viaje, por nuestras confianzas, por nuestros gestos, por todo aquello que te convierte en una pieza fundamental en este gran puzzle que es mi vida.

A ti Bupitaca, porque eres mi otro yo, la persona que me mira y sabe lo que pienso, la que está siempre ahí, la que sin querer sabe sacarme una sonrisa. Eres un ejemplo para mí, tus valores y tu forma de afrontar la vida dan sentido a la mía.

Keep curious

10

BIBLIOGRAFÍA

10. BIBLIOGRAFÍA

1. Whiteside LA. Cementless fixation in revision total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* 2006; 446: 140-46.
2. Hopley DJ, Eng M, Corsett LS, Chen AF. Long term clinical outcomes and survivorship after total knee arthroplasty using a rotating platform knee prosthesis: a metaanalysis. *J Arthroplasty.* 2013; 28⁽¹⁾: 68-77.
3. Esfathopoulos N, Mavrogenis S. 10 year evaluation of the cements low contact stress rotating platform total knee arthroplasty. *J Long Term Eff Med Implants.* 2009; 19⁽¹⁾: 255-261.
4. Kutz S, Ong K, Lau E, Mowat F, Halpern M. Projections of primary and revision hip and knee arthroplasty in the United States from 2005 to 2030. *J Bone Joint Surg Am.* 2007; 89⁽⁴⁾: 780-5.
5. Kolasa A, Rubaszek M. The effect of aging on the European economies in a life cycle model. *Economic Modelling.* 2016; 52(A): 50-57.
6. Mabry TM, Hanssen AD. The role of stems and augments for bone loss in revision knee arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2007; 22⁽⁴⁾: 56-60.
7. Radnay CS, Scuderi GR. Management of bone loss. *Clin Orthop Relat Res.* 2006; 448: 83-92.
8. Schmitz HC, Klauser W, Citak M, Al-Khateeb H, Gehrke T, Kendoff D. Three-year follow up utilizing tantalum cones in revision total knee arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2013; 28⁽⁹⁾: 1556-60.
9. Berend ME, Ritter MA, Keating EM, Jackson MD, Davis KE, Malinzak RA. Use of screws and cement in revision TKA with primary or revision specific prosthesis with up to 17 years followup. *J Arthroplasty.* 2015; 30⁽¹⁾: 86-9.
10. Lotke PA, Carolan GF, Puri N. Impaction grafting for bone defects in revision total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* 2006; 446:99-103.
11. Engh GA, Ammeen DJ. Use of structural allograft in revision total knee arthroplasty in knees with severe tibial bone loss. *J Bone Joint Surg Am.* 2007; 89(12): 2640-7.
12. Panni AS, Vasso M, Cerciello S. Modular augmentation in revision total knee arthroplasty. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2013; 21(12): 2837-43.
13. Lachiewicz PF, Watters TS. Porous metal metaphyseal cones for severe bone loss: when only metal will do. *Bone Joint J.* 2014; 96(11): 118-21.
14. Brown NM, Bell JA, Jung EK, Sporer SM, Paprosky WG, Levine BR. The use of trabecular metal cones in complex primary and revision total knee arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2015; 30⁽⁹⁾: 90-3.

15. Barink M, Verdonchot N, de Waal Malefijt M. A different fixation of the femoral component in total knee arthroplasty may lead to preservation of femoral bone stock. *Proc IME H J Eng Med.* 2003; 217: 325-32.
16. Barnett S, Mayer R, Gaondusky J, Choi L. Use of stepped porous titanium metaphyseal sleeves for tibial defects in revision total knee arthroplasty: short term results. *J Arthroplasty.* 2014; 29⁽⁶⁾: 1219-24.
17. Bugler K, Maheshwari R, Ahmed I, Brenkel I, Walmsley P. Metaphyseal sleeves for revision total knee arthroplasty: good short term outcomes. *J Arthroplasty.* 2015; 30(11): 1990-4.
18. American joint replacement registry annual report of hip and knee arthroplasty data; 2014. Report.:2.
19. Norwegian arthroplasty register; 2015. Report.:10.
20. National joint registry for England, Wales, Northern Ireland and the Isle of Man; 2015. Report.:12.
21. Australian joint replacement registry annual report of hip and knee arthroplasty; 2015. Report.:1.
22. Registro Anual de Artroplastias de Cataluña; 2015.:5.
23. Hossain F, Patel S, Haddad FS. Midterm assessment of causes and result of revision total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* 2010; 468⁽⁵⁾: 1221-8.
24. Douglas A, Dennis MD. A stepwise approach to revision total knee arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2007; 22⁽⁴⁾: 32-8.
25. Naudie DD, Ammeen DJ, Engh GA. Wear and osteolysis around total knee arthroplasty. *J Am Acad Orthop Surg.* 2007; 15⁽¹⁾: 53-64.
26. Engh GA, Herzworm PJ, Parks NL. Treatment of major defects of bone with bulk allografts and stemmed components during total knee arthroplasty. *J Bone and Joint Surg Am.* 1997; 79⁽⁷⁾: 1030-9.
27. Baumann RD, Lewallen DG, Hanssen AD. Limitations of structural allograft in revision total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat.* 2009; 467⁽³⁾: 818-24.
28. Ritter MA. Screws and cement fixation of large defects in total knee arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2006; 19⁽¹⁾: 125-9.
29. Panegrossi G, Ceretti M, Papalia M. Bone loss management in total knee revision surgery. *Inter Orthop.* 2014; 38⁽²⁾: 419-27.
30. Suarez MA, Murcia A, Maestro A. Filling of segmental bone defects in revision knee arthroplasty using morsellized bone grafts contained within a metal mesh. *Acta Orthop Bel.* 2002; 68⁽²⁾: 163-167.

31. Tom AD, Barker RL, Jones RS, Kuiper JH. Impactation bone grafting in revision joint replacement surgery. *J Bone Joint Surg Am.* 2004; 86⁽⁹⁾: 2050-60.
32. Torres Campos A, Albareda Albareda J (dir), Seral García BB (co-dir). Integración de aloinjerto óseo triturado en cirugía de revisión acetabular: estudio clínico y radiológico. Universidad de Zaragoza; 2016.
33. Heyligers IC, Van Haaren EH, Whisman PI. Revision knee arthroplasty using impaction grafting and primary implants. *J Arthroplasty.* 2001; 16⁽⁴⁾: 533-37.
34. Whittaker JP, Dharmarajan R, Toms AD. The management of bone loss in revision total knee replacement. *J Bone Joint Surg Br.* 2008; 90⁽⁸⁾: 981-87.
35. Tsiridis E, Narvani AA, Haddad FS, Timperley JA, Gie GA. Impaction femoral allografting and cemented revision for periprosthetic femoral fractures. *J Bone Joint Surg Br.* 2004; 86: 1124-32.
36. Judas F, Figueiredo M, Cabrita A, Proena A. Incorporation of impacted morallizad bone allografts in rabbits. *Transplant Proc.* 2005; 37⁽⁶⁾: 2802-4.
37. Hockman DE, Ammeen D, Engh GA. Augments and allografts in revision total knee arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2005; 20⁽¹⁾: 35-41.
38. Lombardi AV, Berend KR, Adams JB. Management of bone loss in revision TKA: it's a chancing world. *Orthopaedics.* 2010; 33⁽⁹⁾: 662.
39. Patel JV, Masonis JL, Guerin J, Bourne RB, Rorabeck CH. The fate of augments to treat type 2 bone defects in revision total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br.* 2004; 86⁽²⁾: 195-9.
40. Backstein D, Safir O, Gross A. Management of bone loss structural grafts in revision total knee arthroplasty. *Clin Orthop Related Res.* 2006; 446:104-112.
41. Mc Allister Dr, Joyce MJ, Mann BJ, Vangsness CT. Allograft update: the current status of tissue regulation, procurement, processing and sterilization. *Am J Sport.* 2007; 35(12):2148-58.
42. Clatworthy MG, Ballance J, Brick GW, Chandler HP, Gross AE. The use of structural allograft for uncontained defects in revision total knee arthroplasty. A minimum five year review. *J Bone Joint Surg Am.* 2001; 83⁽³⁾: 404-11.
43. Beckmann NA, Mueller S, Gondan M, Jaeger S, Reiner T, Bitsch RG. Treatment of severe bone defects during revision total knee arthroplasty with structural allografts and porous metal cones. *J Arthroplasty.* 2015; 30⁽²⁾: 249 -53.
44. Hansen AD, Lewallen DG. Modular acetabular augments comiste void fillers. *Orthopaedics.* 2005; 28⁽¹⁾: 971-2.

45. Jones RE, Barrack RL, Skedros J. Modular, mobil bearing hinge total knee arthroplasty. *Clin Orthop Rel Res.*2001;392:306-14.
46. Ayerza M, Yacuzzi C, Costa M. Cirugía de revisión protésica en pacientes con defectos óseos masivos de rodilla. *Artroscop.*2007; 14⁽¹⁾: 34-9.
47. Kamath AF, Lewallen DG, Cansen AD. Porous tantalum metaphyseal cones for serveral tibial bone loss in revision knee arthroplasty: a five to nine year follow up. *J Bone Joint Surg Am.* 2015; 97⁽³⁾: 216-23.
48. Howard JL, Kundera J, Lewallen DG, Hanssen AD. Early results of the use of tantalum femoral cones for revision total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* 2011; 93⁽⁵⁾: 478-84.
49. Chen AF, Pagnotto MR, Crossett LS. Metaphyseal sleeves in revision total knee arthroplasty. *Clin Orthop.* 2012; 22⁽⁴⁾: 203-8.
50. Berend KR, Lombardi AV. Distal femoral replacement in no tumor cases with severe bone loss and instability. *Clin Orthop Relat Res.* 2009; 467⁽²⁾: 485-92.
51. Morgan Jones R, Oussedik S, Graichen H, Haddad FS. Zonal fixation in revision total knee arthroplasty. *J Bone Joint Journal.* 2015; 97⁽²⁾: 147-9.
52. Frehill B, Crecombe A, Cirovic S, Agarwal Y, Bradley N. Initial stability of type 2 tibial defects treatments. *Proc Inst Mech Eng.* 2010; 224⁽¹⁾: 77-85.
53. Lonner JH, Klotz M, Levitz C, Lotke PA. Changes in bone density after cemented total knee arthroplasty: influence of stem design. *J Arthroplasty.* 2001; 16⁽¹⁾: 107-11.
54. Wood GC, Naudie DD, Mac Donald SJ, Mc Calden RW, Bourne RB. Results of press fit stems in revision knee arthroplasties. *Clin Orthop Relat Res.* 2009; 467⁽³⁾: 810-7.
55. Barrack RL, Stanley T, Burt M, Hopkins S. The effect of stem design on end of stem pain in revision total knee arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2004; 19⁽²⁾: 119-24.
56. Sah AP, Shukla S, Della Valle CJ. Modified hybrid stem fixation in revision TKA is durable at 2 to 10 years. *Clin Orthop.* 2010; 469⁽³⁾: 839-46.
57. Gustke KA. Cemented tibial stems are not requisite in revision. *Orthopedics.* 2004; 27⁽⁹⁾: 991-2.
58. Pour AE, Parvizi J, Slenker N, Purtill JJ, Sharkey PF. Rotating hinge total knee replacement: use with caution. *J Bone Joint Surg Am.* 2007; 89-B⁽⁸⁾: 1735-41.
59. Berlin KC, Freeman MAR, Samuelson KM. Stemmed revision arthroplasty for aseptic loosening of total knee replacement. *J Bone Joint Surg.*1985; 67⁽²⁾: 242-8.

60. Green JW, Reynolds SM, Stimac JD, Malkani AL, Massini MA. Midterm results of hybrid cement technique in revision total knee arthroplasty. *J Arthroplasty*. 2013; 28⁽⁴⁾: 570-4.
61. Ferrer Santacreu EM, Moreno García AC, Arroyo Salcedo G, Leal Helmling JL, Diez Freire P et al. Supervivencia y resultado funcional a largo plazo de prótesis de rodilla no cementadas. *Rev esp cir ortop traumatol*. 2010; 54⁽²⁾: 106-10.
62. Cloke DJ, Khatri M, Pinder IM, McCaskie AW, Lingard E.A. 284 press-fit Kinemax total knee arthroplasties followed for 10 years: Poor survival of uncemented prostheses. *Acta Orthop*. 2008; 79⁽¹⁾: 29-33.
63. Sorrells RB, Voorhorst PE, Murphy JA, Bauschka MP, Greenwald A.S. Uncemented rotating-platform total knee replacement: A five to twelve-year follow-up study. *J Bone Joint Surg Am*. 2004; 86-A(10): 2156-62.
64. Partington PF, Sawhney J, Rorabeck CH, Barrack RL, Moore J. Joint line restoration after revision total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*. 1999; 367: 165 -71.
65. Bieger R, Huch K, Kocak S. The influence of joint line restoration on the results of revision total knee arthroplasty: comparison between distance and ratio methods. *Arch Orthop Trauma Surg*. 2014; 134⁽⁴⁾: 537-41.
66. Porteus AJ, Hassaballa MA, Newman JH. Does the joint line matter in revision total knee replacement?. *J Bone Joint Surg Br*. 2008; 90⁽⁷⁾: 879-84.
67. Figgie HE, Goldberg VM, Heiple KG, Moller HS, Gordon NH. The influence of tibial patellofemoral location on function of the knee in patients with the posterior stabilized condylar knee prosthesis. *J Bone Joint Surg Am*. 1986; 68⁽⁷⁾: 1035-40.
68. Classen T, Wegner A, Von Knoch M. Modification of the method of Figgie for determination of joint line shifting in total knee arthroplasty. *Radiolog*. 2009; 49⁽⁶⁾: 533-7.
69. Servien E, Viskontas D, Giuffre BM, Coolican MR, Parker DA. Reliability of bony landmarks for restoration for the joint line in revision knee arthroplasty. *Knee Surg Sport Traumatol Arthrosc*. 2008; 16⁽³⁾: 263-9.
70. Nakasone CK, Abdee A, Khachatourians AG, Sugimori T, Vince KG. Component alignment in revision total knee arthroplasty using diaphyseal engaging modular offset press fit stems. *J Arthroplasty*. 2008; 23⁽⁸⁾: 1178-81.
71. Morgan H, Batista V, Leopold SS. Constraint in primary total knee replacement. *J Am Acad Orthop Surg*. 2005; 13⁽⁸⁾: 515-24.
72. Villanueva–Martínez M, Ríos–Luna A, Pérez–Caballer A, Gómez–Castresana F. Inestabilidad tras artroplastia total de rodilla: los límites de la constricción. *Rev Ortop Traumatol*. 2007; 51⁽¹⁾: 5–18.
73. Haidukewych GJ, Hanssen G, Jones R. Metaphyseal fixation in revision total knee arthroplasty: indications and techniques. *J Am Acad Orthop Surg*. 2011; 19⁽⁶⁾: 311-8.

74. Dennis DA, Berry DJ, Engh G, Fehring T, MacDonald SJ et al. Revision total knee arthroplasty. *J Am Acad Orthop Surg.* 2008; 16⁽⁸⁾: 442-54.
75. Suarez J, Griffin W, Springer B, Fehring T, Mason JB, Odum S. Why do revision knee arthroplasties fail?. *J Arthroplasty.* 2008; 26⁽³⁾: 99-103.
76. Bottlang M, Erne OK, Lacatusu E, Sommers MB, Kessler O. A mobile-bearing knee prosthesis can reduce strain at the proximal tibia. *Clin Orthop Relat Res.* 2006; 447: 105-11.
77. Goldstein WM, Gordon AC, Swope S, Branson J. Rotating platform revision total knee arthroplasty. *J Knee Surg.* 2012; 25⁽¹⁾: 45-50.
78. Graichen H, Strauch M, Scior W, Morgan-Jones R. Knee revision arthroplasty: cementless, metaphyseal fixation with sleeves. *Oper Orthop Traumatol.* 2015 Feb; 27⁽¹⁾: 24-34.
79. Quilez MP, Pérez MA, Seral-García B. Estudio biomecánico de la tibia en el recambio de una artroplastia de rodilla. *Rev Esp Cir Ortop Traumatol.* 2015; 59⁽⁵⁾: 365-71.
80. Martin-Hernandez C, Floría-Arnal LJ, Muniesa-Herrero MP, Espallargas-Doñate T, Blanco-Llorca JA, Guillen-Soriano M et al. Mid-term results for metaphyseal sleeves in revision knee surgery. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2016; 1-7.
81. Stukenborg-Colsman C, Ostermeier S, Hurschler C, Wirth CJ. Tibiofemoral contact stress after total knee arthroplasty: comparison of fixed and mobile-bearing inlay designs. *Acta Orthop Scand.* 2002; 73⁽⁶⁾: 638-46.
82. Aigner C, Windhager R, Pechmann M, Rehak P, Engelele K. The influence of an anterior-posterior gliding mobile bearing on range of motion after total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* 2004; 86-A(10): 2257-62.
83. Mc Ewen HM, Barnett PI, Bell CJ. The influence of design, materials and kinematics on the in vitro wear of total knee replacements. *J Biomech.* 2005; 38⁽²⁾: 357-65.
84. Engh CA, Massin P, Suthers KE. Roentgenographic assessment of the biologic fixation of porous surfaced femoral components. *Clin Orthop Relat Res.* 1990; 257: 107-28.
85. Fehring TK, Odum S, Olekson C. Stem fixation in revision total knee arthroplasty. A comparative analysis. *Clin Orthop.* 2003; 416: 217-24.
86. Hasewaga M, Ohashi T. Long term clinical results and radiographic changes in the nonresurfaced patella after total knee arthroplasty. *Acta Orthop Scand.* 2002; 73⁽⁵⁾: 539-45.
87. Alexander GE, Bernasek TL, Crank RL, Haidukewych GJ. Cementless metaphyseal sleeves used for large tibial defects in revision total knee arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2013; 28⁽⁴⁾: 604-7.

88. Chen X, Lyu H, Sun T. The mid-term follow-up of revision total knee arthroplasty. *Chin J Surg.* 2015; 53(10): 757–62.
89. Rand JA. (1991). Bone deficiency in total knee arthroplasty. Use of metal wedge augmentation. *Clin Orthop Relat Res.* 1991; 271: 63–71.
90. Qiu YY, Yan CH, Chiu KY. Review article: Bone defect classifications in revision total knee arthroplasty. *J Orthop Surg.* 2011;19⁽²⁾: 238–43.
91. Huff TW, Sculco TP. Management of bone loss in revision total knee arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2007; 22⁽⁷⁾: 32–6.
92. Engh GA, Ammeen DJ. Bone loss with revision total knee arthroplasty: defect classification and alternatives for reconstruction. *Instr Course Lectures.* 1999; 48: 167–75.
93. Daines BK, Dennis DA. Management of bone defects in revision total knee arthroplasty. *Instr Course Lectures.* 2012; 94(12): 1132-9.
94. Agarwal S, Azam A, Morgan-Jones R. Metal metaphyseal sleeves in revision total knee replacement. *Bone Joint J.* 2013; 95- B(12): 1640–4.
95. Huang R, Barrazueta G, Ong A, Orozco F, Jafari M, Coyle C et al. Revision total knee arthroplasty using metaphyseal sleeves at short-term follow-up. *Orthopedics.* 2014; 37⁽⁹⁾: 804-9.
96. Gottsche D, Lind T, Christiansen T, Schroeder HM. Cementless metaphyseal sleeves without stem in revision total knee arthroplasty. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2016; 136(12): 1761–6.
97. Sculco PK, Abdel MP. Contemporary bone loss options: Rebuild, reinforce, and augment. *Sem Arthroplasty.* 2015; 26⁽²⁾: 108–11.
98. Ritter MA, Keating EM, Faris PM. Screw and cement fixation of large defects in total knee arthroplasty: a sequel. *J Arthroplasty.* 1993; 8⁽¹⁾:63-5.
99. Hutten D. Femorotibial bone loss during revision total knee arthroplasty. *Orthop Traumatol Surg Res.* 2013; 99⁽¹⁾: 22-33.
100. Laurencin C, Khan Y, El-Amin SF. Bone graft substitutes. *Expert Review of Medical Devices.* 2006; 3⁽¹⁾: 49–57.
101. Hanna SA, Aston WJS, De Roeck NJ, Gough-Palmer A, Powles DP. Cementless revision TKA with bone grafting of osseous defects restores bone stock with a low revision rate at 4 to 10 years. *Clin Orthop Rel Res.* 2011; 469(11): 3164–71.

102. Toms AD, Barker RL, McClelland D, Chua L, Spencer-Jones R, Kuiper JH. Repair of defects and containment in revision total knee replacement: a comparative biomechanical analysis. *J Bone Joint Surg Br.* 2009; 91⁽²⁾: 271–7.
103. Richards C J, Garbuz DS, Pugh L, Masri BA. Revision total knee arthroplasty. Clinical outcome comparison with and without the use of femoral head structural allograft. *J Arthroplasty*; 26⁽⁸⁾: 1299-304.
104. Kuchinad RA, Garbedian S, Rogers BA, Backstein D, Safir O, Gross AE. The use of structural allograft in primary and revision knee arthroplasty with bone loss. *Adv Orthop.* 2011; 2011:1-8.
105. Chun CH, Kim JW, Kim SH, Kim BG, Chun KC, Kim KM. Clinical and radiological results of femoral head structural allograft for severe bone defects in revision TKA - A minimum 8-year follow-up. *Knee.* 2014; 21⁽²⁾: 420–3.
106. Parratte S, Pagnano MW. Instability after total knee arthroplasty. *J Bone Surg Am.* 2008; 90: 184-94.
107. Haidukewych GJ. Rebuilding the skeleton, stems, metal augments, and discipline. *S Arthroplasty.* 2010; 21⁽²⁾: 110–2.
108. Daines B, Dennis D. Management of bone defects in revision total knee arthroplasty. *Intr course lectur.* 2013; 62: 341-8.
109. Ponzio DY, Austin MS. Metaphyseal bone loss in revision knee arthroplasty. *Curr Rev Musculoskeletal Med.* 2012; 8⁽⁴⁾: 361-7.
110. Lachiewicz PF, Bolognesi MP, Henderson RA, Soileau ES, Vail TP. Can tantalum cones provide fixation in complex revision knee arthroplasty? *Clin Orthop Rel Res.* 2012 ⁽¹⁾; 470: 199–204
111. Jensen, C. L., Petersen, M. M., Schröder, H. M., & Lund, B. Bone mineral density changes of the proximal tibia after revision total knee arthroplasty. A randomised study with the use of porous tantalum metaphyseal cones. *International Orthopaedics.* 2012; 36⁽⁹⁾: 1857–63.
112. Fosco M, Amendola L, Fantasia R, Pipino G, Tigani D. Revision total knee arthroplasty: Experience with tantalum cones in severe bone loss. *Europ Orthop Traumatol.* 2013; 4⁽³⁾: 131–6.
113. Derome P, Sternheim A, Backstein D, Malo M. Treatment of large bone defects with trabecular metal cones in revision total knee arthroplasty: Short term clinical and radiographic outcomes. *J Arthroplasty.* 2014; 29⁽¹⁾: 122–6.
114. Mozella AP, Olivero RR, Alexandre H, Cobra AB. Use of a trabecular metal cone made of tantalum, to treat bone defects during revision knee arthroplasty. *Rev Bras Ortop.* 2014; 49⁽³⁾: 245–51.
115. Jensen CL. Outcome of revision total knee arthroplasty with the use of trabecular metal cone for reconstruction of severe bone loss at the proximal tibia. *Knee.* 2014; 21⁽⁶⁾: 1233-7.

116. Brown NM, Bell JA, Jung EK, Sporer SM, Paprosky WG, Levine BR. The use of trabecular metal cones in complex primary and revision total knee arthroplasty. *J Arthroplasty*. 2015; 30⁽¹⁾: 90-3.
117. Kamath AF, Lewallen DG, Hanssen AD. Porous tantalum metaphyseal cones for severe tibial bone loss in revision knee arthroplasty: a five to nine-year follow-up. *J Bone Joint Surg Am*. 2015; 97: 216-23.
118. Morra EA, Postak P D, Plaxton NA, Greenwald AS. The effects of external torque on polyethylene tibial insert damage patterns. *Clin Orthop Rel Res*. 2003; 410: 90-100.
119. Schroer WC, Berend KR, Lombardi AV, Barnes CL, Bolognesi MP, Berend ME. Why are total knees failing today? Etiology of total knee revision in 2010 and 2011. *J Arthroplasty*. 2013; 28⁽⁸⁾: 116-9.
120. Sharkey PF, Lichstein PM, Shen C, Tokarski AT, Parvizi J. Why are total knee arthroplasties failing today-has anything changed after 10 years?. *J Arthroplasty*. 2013; 29⁽⁹⁾: 1774-8.
121. Rodriguez-Merchan EC, Gomez-Cordero P, Martinez- Lloreda A. Revision knee arthroplasty with a rotating hinge design in elderly patients with instability following total knee arthroplasty. *J Clin Orthop Trau*. 2015; 6(19): 19-23.
122. Huang CH, Liao JJ, Cheng CK. Fixed or mobile-bearing total knee arthroplasty. *J Orthop Surg Res*. 2007; 2:1
123. Lee JH, Barnett SL, Patel JJ, Nassif NA, Cumming DJ, Gorab RS. Ten year follow up of gap balanced rotating platform total knee arthroplasty in patients under 60 years of age. *J Arthroplasty*. 2016; 31⁽¹⁾: 132-6.
124. Nakamura E, Banks SA, Tanaka A, Sei A, Mizuta H. Three dimensional tibiofemoral kinematics during deep flexion kneeling in a mobile-bearing total knee arthroplasty. *J Arthroplasty*. 2009; 24⁽⁷⁾: 1120-4.
125. Ulivi M, Orlandini L, Meroni V, Consonni O, Sansone V. Survivorship at minimum 10-year follow-up of a rotating-platform, mobile-bearing, posterior-stabilised total knee arthroplasty. *Knee Surg Sports Traumatol Arthroscop*. 2014; 6(23): 1669-75.
126. Komistek RD, Murphy JA, O'Dell TL. Clinical and kinematic outcomes of a rotating platform posterior stabilized total knee system. *J Arthroplasty*. 2013; 28⁽⁴⁾: 624-30.
127. Bistolfi A, Massazza G, Lee GC. Comparison of fixed and mobilebearing total knee arthroplasty at a mean follow-up of 116 months. *J Bone Joint Surg Am*. 2013; 95(12): 83-7.
128. Kim RH, Martin JR, Dennis DA, Yang CC, Jennings JM, Lee GC. Midterm clinical and radiographic results of mobile bearing revision total knee arthroplasty. *J Arthroplasty*. 2017; ahead of print.
129. Maniar RN, Singhi T, Maniar PR, Kumar V. Ten to 13 year results of mobile bearing posterior stabilized rotating platform knee implants, reported by nondesigner surgeon. *J Arthroplasty*. 2017; 32⁽³⁾: 830-5.

130. Rawlinson JJ, Closkey RF, Davi N, Wright TM, Windsor R. Stemmed implants improve stability in augmented constrained condylar knees. *Clin Orthop Rel Res.* 2008; 466(11): 2639–43.
131. Patel AR, Barlow B, Ranawat AS. Stem length in revision total knee arthroplasty. *Curr Rev Musculoskeletal Med.* 2015; 8⁽⁴⁾: 407-12.
132. Baldini A, Balato G, Franceschini V. The role of offset stems in revision knee arthroplasty. 2015; 8⁽⁴⁾: 383-9.
133. Lachiewicz PF, Soileau ES. A 30-mm cemented stem extension provides adequate fixation of the tibial component in revision knee arthroplasty. *Clin Orthop Rel Res.* 2015; 473⁽¹⁾: 185–9.
134. Parsley BS, Sugano N, Bertolusso R, Conditt MA. Mechanical alignment of tibial stems in revision total knee arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2003; 18⁽¹⁾: 33-6.
135. Gobba MS, Chan N, Patel R, Noble PC, Incavo SJ. Tibial stems in revision total knee arthroplasty: is there an anatomic conflict? *J Arthroplasty.* 2015; 30⁽⁹⁾: 86–9.
136. Bistolfi A, Massazza G, Rosso F, Crova M. Rotating hinge total knee for revision total knee arthroplasty. *Orthopedics.* 2012; 35⁽³⁾: 325-30.
137. Beaver WB. Clinical & radiographic outcomes of cemented vs. diaphyseal engaging cementless stems in aseptic revision TKA. *J Arthroplasty.* 2014; 29⁽⁹⁾: 224–28.
138. Kindsfater K. Stemless revision TKA utilizing metaphyseal press fit sleeves. *Orthopaedics:* 1-4.
139. Mihalko WM, Whiteside LA. Stem pain after cementless revision total knee arthroplasty. *J Surg Orthop Ad.* 2015; 24⁽²⁾: 137–9.
140. Kimpton CI, Crocombe AD, Bradle WN, Gavin Huw Owen B. Analysis of stem tip pain in revision total knee arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2013; 28⁽⁶⁾: 971–7.
141. Skwara A, Figiel J, Knott T, Paletta JRJ, Fuchs-Winkelmann S, Tibesku CO. Primary stability of tibial components in TKA: In vitro comparison of two cementing techniques. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2009; 17(10): 1199–205.
142. Pelt CE, Gililand JM, Doble J, Stronach BM, Peters CL. Hybrid total knee arthroplasty revisited: Midterm followup of hybrid versus cemented fixation in total knee arthroplasty. *Biomed Res Int.* 2013; 2013: 854871.
143. McLaughlin JR, Lee KR. Hybrid total knee arthroplasty: 10 to 16 year follow up. *Orthopedics.* 2014; 37(11): 975-7.
144. Bottner F, Laskin R, Windsor RE, Haas SB. Hybrid component fixation in revision total knee arthroplasty. *Clinical Orthopaedics and Related Research.* 2006; 446⁽¹⁾: 127-31.

145. Beckmann J, Lüiring C, Springorum R, Köck FX, Grifka J, Tingart M. Fixation of revision TKA: A review of the literature. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2011; 19⁽⁶⁾: 872–9.
146. Mont MA, Pivec R, Issa K, Kapadia BH, Maheshwari A, Harwin SF. Long-term implant survivorship of cementless total knee arthroplasty: a systematic review of the literature and meta-analysis. *J Knee Surg.* 2014; 27⁽⁵⁾: 369–76.
147. Dalury DF, Barrett WP. The use of metaphyseal sleeves in revision total knee arthroplasty. *Knee.* 2016; 23⁽³⁾: 545–8.
148. Mulhall KJ, Ghomrawi H M, Mihalko W, Cui Q, Saleh KJ. Adverse effects of increased body mass index and weight on survivorship of total knee arthroplasty and subsequent outcomes of revision TKA. *J Knee Surg.* 2007; 20⁽³⁾: 199–204.
149. Singh JA, O’Byrne MM, Harmsen WS, Lewallen DG. Predictors of moderate-severe functional limitation 2 and 5 years after revision total knee arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2010; 25⁽⁷⁾: 1091–5.
150. Deakin AH, Iyayi Igbinovia A, Love GJ. A comparison of outcomes in morbidity obese, obese and non obese patients undergoing primary total knee and total hip arthroplasty. 2017: ahead of print.
151. Samson AJ, Mercer G E, Campbell DG. Total knee replacement in the morbidly obese: A literature review. *ANZ J Surg.* 2010; 80⁽⁹⁾: 595–9.
152. Werner BC, Evans CL, Carothers JT, Browne JA. Primary total knee arthroplasty in super obese patients: dramatically higher postoperative complication rates even compared to revision surgery. *J Arthroplasty.* 2015; 30⁽⁵⁾: 849–53.
153. Ghomrawi HMK, Kane RL, Eberly LE, Bershadsky B, Saleh KJ. Patterns of functional improvement after revision knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* 2009; 91(12): 2838–45.
154. Vasso M, Beaufile P, Cerciello S, Schiavone Panni A. Bone loss following knee arthroplasty: Potential treatment options. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2014; 134⁽⁴⁾: 543.
155. Haidukewych GJ, Service B. Contemporary bone loss management options for revision total knee arthroplasty. *Sem Arthroplasty.* 2012; 23⁽¹⁾: 39–41.
156. Walmsely D, Backsterin D. The use of porous metal cones in revision total knee arthroplasty. *Sem Arthroplasty.* 2015; 26⁽²⁾: 104–7.
157. Sandiford NA, Misur P, Garbuz DS, Greidanus NV, Masri BA. No difference between trabecular metal cones and femoral head allografts in revision TKA: minimum 5 year follow up. *Clin Orthop Rel Res.* 2016; 475⁽¹⁾: 118–24.

158. De Martino I, De Santis V, Sculco PK, D'Apolito R, Assini JB, Gasparini G. Tantalum cones provide durable mid term fixation in revision TKA. *Clin Orthop Relat Res.* (2015); 473(10): 3176-82.
159. Potter GD, Abdel MP, Lewallen DG, Hanssen AD. Midterm results of porous tantalum femoral cones in revision total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* 2016; 98(15): 1286-91.
160. Chalmers BP, Desy NM, Pagnano MW, Trousdale RT, Taunton MJ. Survivorship of metaphyseal sleeves in revision total knee arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2016; ahead on print.