



Universidad
Zaragoza

Tesis Doctoral

EL RECAMBIO EN LA ARTROPLASTIA TOTAL DE RODILLA: ASPECTOS CLÍNICOS, RADIOLÓGICOS, FACTORES DE SUPERVIVENCIA Y CALIDAD DE VIDA

Autor

Gómez Vallejo, Jesús

Director/es

Albareda Albareda, Jorge
Seral García, Begoña Belén

FACULTAD DE MEDICINA
Departamento de Cirugía, Ginecología y Obstetricia
2011

UNIVERSIDAD DE ZARAGOZA

FACULTAD DE MEDICINA

Departamento de Cirugía, Obstetricia y Ginecología.



Jesús Gómez Vallejo

El Recambio en la Artroplastia Total de Rodilla.

Aspectos Clínicos, Radiológicos, Factores de Supervivencia
y Calidad de Vida.

Directores de Tesis: Dr. Jorge Albareda Albareda y Dra. Belén Seral García.

D. Jorge Albareda Albareda, Doctor en Medicina y Cirugía, Profesor asociado médico del Departamento de Cirugía de la Facultad de Medicina de Zaragoza y Jefe de Servicio de Cirugía Ortopédica y Traumatología del Hospital Clínico Universitario “Lozano Blesa” de Zaragoza certifica que:

D. Jesús Gómez Vallejo ha realizado bajo su dirección trabajos de investigación sobre la artroplastia de rodilla de revisión realizados en pacientes tratados en el Hospital Clínico Universitario. Dichos trabajos han dado unos resultados que convenientemente discutidos han llevado a conclusiones originales. Todo ello posee un enorme interés clínico y científico, siendo una patología de gran impacto en la sociedad.

Todo el conjunto del estudio reúne las características para ser presentado como Tesis Doctoral para su valoración.

Fdo. D. Jorge Albareda Albareda.

En Zaragoza, a 27 de Abril de 2011.

Dña. Belén Seral García, Doctora en Medicina y Cirugía, Profesora asociado médico del Departamento de Cirugía de la Facultad de Medicina de Zaragoza y Facultativo Especialista de Área del Hospital Clínico Universitario “Lozano Blesa” de Zaragoza certifica que:

D. Jesús Gómez Vallejo ha realizado bajo su dirección trabajos de investigación sobre la artroplastia de rodilla de revisión realizados en pacientes tratados en el Hospital Clínico Universitario. Dichos trabajos han dado unos resultados que convenientemente discutidos han llevado a conclusiones originales. Todo ello posee un enorme interés clínico y científico, siendo una patología de gran impacto en la sociedad.

Todo el conjunto del estudio reúne las características para ser presentado como Tesis Doctoral para su valoración.

Fdo. Dña. Belén Seral García.

En Zaragoza, a 27 de Abril de 2011.

Índice de Abreviaturas:

- AP: Antero-posterior.
- AR: Artritis reumatoide.
- ASA: Sociedad americana de anestesiología.
- Arth: Arthroplasty.
- CI: Cociente Insall-Salvati.
- Cm: Centímetros.
- CORR: Clinical Orthopaedics and Related Research.
- DT: Desviación típica.
- E/B: Excelentes/buenos.
- HLA: Complejo mayor de la histocompatibilidad.
- IC: Intervalo de confianza.
- IL: Interleukina.
- IMC: Índice de masa corporal de Quetelet.
- JA: Journal of Arthroplasty.
- JBJS: Journal of Bone And Joint Surgery. Ed. Americana.
- JBJSB: Journal of Bone And Joint Surgery. Ed. Británica.
- KSS: Knee Society clinical rating system.
- L: Lateral.
- Mm: Milímetro.
- MDP: Metilén difosfonato.
- PMMA: Polimetilmetacrilato.
- PTR: Prótesis total de rodilla.
- R: Rango.
- R/M: Regulares/malos.
- ROM: Rango de movilidad.
- Rx: Radiografía.
- SF-36: Short form health survey 36.
- Tc: Tecnecio.
- TNF: Factor de necrosis tumoral.
- TTA: Tuberosidad tibial anterior.
- WOMAC: Western Ontario and McMaster's Universities index.

Dedicado a mis Abuelos y a Ángela, principio y fin de todo.

INTRODUCCIÓN	11
JUSTIFICACIÓN DEL TEMA:	12
SEMIOLOGÍA DE LA RODILLA	13
<i>Bases anatomo-histológicas</i>	13
<i>Biomecánica</i>	15
LA ARTROPATÍA	17
<i>Artritis Inflamatoria</i>	17
<i>Gonartrosis</i>	17
EL ORIGEN Y EVOLUCIÓN DE LA ARTROPLASTIA DE RODILLA.....	19
<i>Prótesis de charnela:</i>	21
<i>Prótesis de deslizamiento:</i>	21
<i>Prótesis rotacionales fisiológicas:</i>	21
IMPLANTES ARTICULARES	22
RESPUESTA BIOLÓGICA AL IMPLANTE. OSTEOINTEGRACIÓN	24
EL FRACASO DE LA ARTROPLASTIA	24
<i>Causas Mecánicas:</i>	25
<i>Causas biológicas:</i>	30
EL RECAMBIO, INDICACIÓN Y VALORACIÓN.....	34
LAS DIFICULTADES DE LA CIRUGÍA DE REVISIÓN PROTÉSICA	36
<i>Situación previa al recambio</i>	36
<i>Tejidos blandos</i>	37
<i>Manejo de los defectos óseos</i>	38
TÉCNICAS Y MODELOS PROTÉSICOS EN CIRUGÍA DE REVISIÓN	41
EXAMEN DEL RECAMBIO PROTÉSICO DE RODILLA	42
<i>Medidas objetivas</i>	43
<i>Examen clínico</i>	43
<i>Medidas Subjetivas</i>	51
<i>Sistema de clasificación de la Sociedad Americana de la Rodilla (KSS)</i>	51
HIPÓTESIS Y OBJETIVOS	60
MATERIAL Y METODOS	63
MATERIAL	64
<i>Diseño</i>	64
<i>Descripción de la población a estudio del grupo de casos (Artroplastias de revisión)</i>	64
<i>Descripción de la población a estudio del grupo control (Artroplastias primarias)</i>	73
<i>Detalles quirúrgicos</i>	74
METODO.....	78
<i>Protocolo</i>	78
<i>Aplicación del protocolo</i>	82
<i>Estudio estadístico</i>	83
RESULTADOS	102
DISTRIBUCIÓN DE VARIABLES. CONCORDANCIA CON LA NORMAL E INFERENCIA INTERNA	103
<i>Variables sobre la exploración clínica previa a la cirugía del grupo de casos (Apartado 1)</i>	103
<i>Variables de la exploración clínica posterior a la cirugía del grupo de casos (Apartado 1)</i>	104
<i>KSS del grupo de casos (Apartado 2)</i>	105
<i>SF-36 del grupo de casos (Apartado 3)</i>	106
<i>WOMAC del grupo de casos (Apartado 4)</i>	107
<i>Variables de medición de pruebas de imagen del grupo de casos. (Apartado 5)</i>	107
<i>Escalas clínicas y de salud en las artroplastias primarias del grupo control. (Apartado 6)</i>	113
ESTUDIO ESTADÍSTICO. CONTRASTE DE HIPÓTESIS EN LA ARTROPLASTIA DE REVISIÓN.....	114
<i>Medidas preoperatorias y postoperatorias</i>	114
<i>Contraste entre variables epidemiológicas y el KSS, WOMAC y SF36</i>	115
<i>Contraste entre variables del estado de salud previo a la cirugía y el KSS, WOMAC y SF-36</i>	116
<i>Contraste entre variables relacionadas con la artroplastia previa a la cirugía y el KSS, WOMAC y SF-36</i>	116
<i>Contraste entre variables de recogida de datos operatorios y el KSS, WOMAC y SF-36</i>	118
<i>Contraste entre las variables radiológicas y gammagráficas y el KSS, WOMAC y SF-36</i>	118

<i>La valoración de la correcta posición de la línea articular.....</i>	123
<i>Concordancia entre KSS en comparación con el WOMAC y SF-36.....</i>	128
<i>Contraste de hipótesis según el tipo de fijación del implante.....</i>	129
CONTRASTE DE VARIABLES DE LAS ARTROPLASTIAS DE REVISIÓN (R) Y GRUPO CONTROL DE ARTROPLASTIAS PRIMARIAS (P).	133
ESTUDIO DE LA SUPERVIVENCIA DE LA ARTROPLASTIA DE REVISIÓN.	137
<i>Estudio de la supervivencia respecto a las variables previas a la intervención.....</i>	138
<i>Estudio de la supervivencia respecto a las variables intraoperatorias.....</i>	140
<i>Estudio de la supervivencia respecto a las variables postoperatorias.....</i>	141
DISCUSIÓN.....	143
REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA SISTEMÁTICA.....	144
DISCUSIÓN SOBRE LA DISTRIBUCIÓN DE LAS VARIABLES, SU INFERENCIA ESTADÍSTICA Y EL CONTRASTE DE HIPÓTESIS EN LAS ARTROPLASTIAS DE REVISIÓN.....	145
<i>Discusión sobre las variables epidemiológicas.....</i>	145
<i>Discusión sobre el estado de salud previo a la cirugía de revisión.....</i>	146
<i>Discusión respecto a las variables relacionadas con la artroplastia previa a la cirugía.....</i>	147
<i>Discusión respecto a las variables relacionadas con los datos operatorios.....</i>	149
<i>Tiempo de seguimiento y el fracaso del implante.....</i>	150
<i>Discusión de los resultados de las medidas clínicas previas y posteriores a la cirugía.....</i>	152
<i>Estudio de los resultados de las pruebas de imagen y su relación con los resultados encontrados en las artroplastias de revisión.....</i>	156
<i>Reproductibilidad del KSS, WOMAC y SF-36.....</i>	164
<i>Evolución global del WOMAC y SF-36.....</i>	166
<i>Crítica sobre la fijación en la artroplastia de revisión de rodilla.....</i>	167
DISCUSIÓN SOBRE LAS DIFERENCIAS ESTADÍSTICAS ENTRE LA ARTROPLASTIA PRIMARIA Y LA DE REVISIÓN.	171
DISCUSIÓN SOBRE LOS FACTORES DE SUPERVIVENCIA DE LA ARTROPLASTIA DE REVISIÓN.	174
CONCLUSIONES.....	179
CONCLUSIONES:	180
APÉNDICE.....	182
CONFLICTO DE INTERESES.....	183
AGRADECIMIENTOS.....	183
BIBLIOGRAFÍA.....	184

Justificación del Tema:

La cirugía de revisión de la artroplastia total de rodilla es una técnica quirúrgica cada día más frecuente en la práctica ortopédica. El aumento de la implantación de artroplastias primarias junto al incremento de la esperanza de vida en nuestra sociedad ha provocado una mayor demanda del recambio articular.

Esta situación real se debería acompañar de trabajos científicos de calidad que guíen el correcto manejo de esta patología, pero este hecho se ha producido de manera modesta e incierta.

La dificultad de diseños científicos claros, la inexistencia de patrones quirúrgicos consensuados, la imposibilidad de agrupar series amplias y la variabilidad de la interpretación de los resultados hacen que el estudio de este problema sea muy difícil y sesgado.

También está muy poco definido el tipo de garantías que podemos ofrecer al paciente sometido a este proceso, ya que es una intervención compleja y de salvamento. Preguntas como qué podemos esperar de esta cirugía, cual puede ser su calidad de vida y qué relación posee esta nueva situación con la previa se encuentran sin respuesta clara dentro de las publicaciones.

Es de suponer que la utilización de nuevos materiales y técnicas quirúrgicas incrementarán la supervivencia de las prótesis de revisión, pero este cuadro idílico podría no producirse, por lo que se hace necesario conocer claramente los factores de supervivencia de las revisiones para poder incidir directamente sobre ellos.

Estas profundas reflexiones no encontraban suficiente respuesta en la literatura científica, lo que nos animó a plantearnos un estudio correctamente diseñado dónde todas estas dudas tuvieran respuesta.

Por ello diseñamos un estudio observacional retrospectivo con grupo control, para poder extraer conclusiones claras sobre estos problemas y así aplicarlas a la práctica clínica diaria, siendo un punto de partida desde donde diseñar nuevos trabajos.

Semiología de la Rodilla.

Bases anatomo-histológicas.

Se puede considerar a la rodilla como la mayor articulación sinovial del cuerpo humano, siendo también una de las más complejas. Anatómicamente está formada por tres estructuras óseas diferentes, el fémur, la tibia, la patela y de forma biomecánica hay autores que incluyen el tercio proximal del peroné¹. Se consideran tres compartimentos clásicos, dos en la región tibiofemoral y una en la patelofemoral. Todo ello se encuentra engranado por estructuras cápsuloligamentosas, meniscos, tendones, músculos y bursas sinoviales².

El fémur en su extremo inferior se divide en dos cóndilos, el medial y el lateral que es algo menor. Estos están separados por la tróclea intercondilea, una gran depresión de dirección antero-posterior. La zona distal, anterior y posterior de estos cóndilos están recubiertos de cartílago hialino.

La tibia en su extremo proximal contiene una meseta compuesta de dos platillos donde articulan los cóndilos. El medial es más cóncavo que el lateral y ambos se encuentran rodeados por unas estructuras arcuatas de fibrocartílago llamadas meniscos, formando todo ello en su conjunto el compartimento tibiofemoral medial y lateral. Estas estructuras de fibrocartílago se encargan principalmente de la distribución de las fuerzas de carga, sobretodo con la rodilla flexionada.

El tercer compartimento de la articulación de la rodilla es la articulación patelofemoral. La patela es un hueso sesamoideo situado en la porción central del aparato extensor de la rodilla, haciendo la contracción del cuadriceps más eficiente. Articula en su cara posterior en el surco femoral, todo ello recubierto de cartílago hialino.

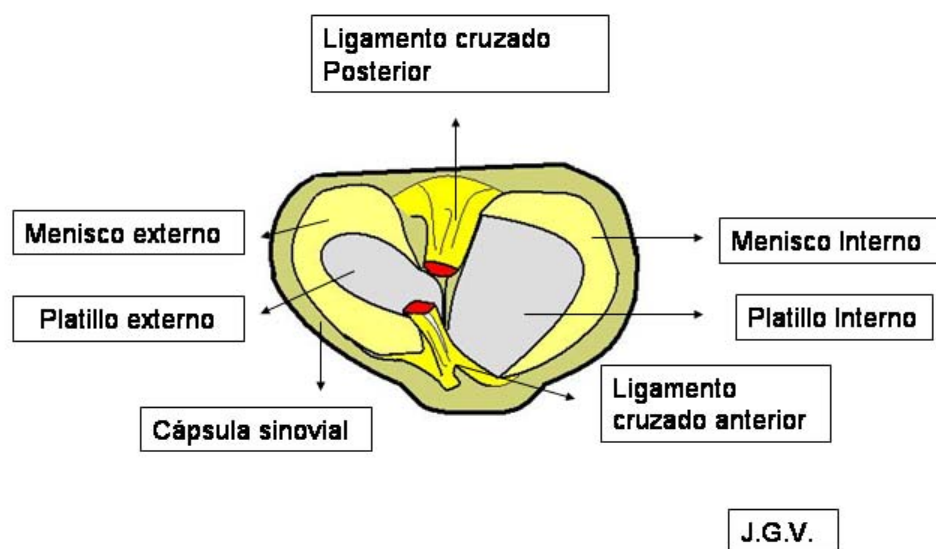
El cartílago articular hialino contiene colágeno tipo II principalmente, acompañado de colágeno tipo XI y IX junto a fibras de decorina³. La elasticidad es proporcionada por el proteoglicano hidrofílico conocido como agregano unido al ácido hialurónico por proteínas de unión. Esta intrincada red de estructuras le depara al cartílago una resistencia especial a las fuerzas de presión y fricción¹⁶. La celularidad del cartílago hialino es relativamente baja y su metabolismo prin-

principalmente anaerobio, lo que le otorga unas características muy especiales, en relación directa con su proceso degenerativo.

Además de estas estructuras la rodilla posee ligamentos estabilizadores principales llamados centrales y periféricos compuestos principalmente por fibras de colágeno tipo I. Entre los ligamentos centrales se distinguen el ligamento cruzado anterior y posterior, estos ligamentos son fuertes estructuras que proporcionan estabilidad a la rodilla mediante el control del deslizamiento antero-posterior de la tibia en relación con el fémur durante el movimiento de flexo-extensión ².

Entre los periféricos cabría destacar el ligamento colateral medial de aspecto arciforme y el colateral externo de disposición cordonal. Ambos, además de jugar un gran papel en la propiocepción articular, refuerzan la cápsula de la rodilla junto a los tendones y músculos para ayudar a estabilizar la articulación de la rodilla ante vectores de fuerza coronales y rotacionales ¹. (Ilustración 1).

Ilustración 1. Imagen craneocaudal de la rodilla.



Biomecánica.

El movimiento de la rodilla.

La cinemática es la rama de la mecánica que estudia el movimiento de las articulaciones sin tener en cuenta las fuerzas que las producen. En la rodilla se deben estudiar los movimientos en los tres planos del espacio, y no se deben considerar como aislados, ya que estos se producen de manera sinérgica.

El movimiento primario de la rodilla es la flexión y la extensión. Se desarrolla en el plano sagital y su rango es de 0 a 140 grados. Junto a este se produce el movimiento de rotación en el plano horizontal, fundamental para el bloqueo de la articulación durante el ciclo de la marcha⁴.

Es muy importante conocer el grado de flexión necesaria para las actividades de la vida diaria, 65° de flexión es la requerida para caminar sin claudicar, aumentando el grado de flexión conforme aumente la velocidad de la marcha, 90° para subir y bajar escaleras, 95° para sentarse de manera confortable en una silla, 105 para colocarse los calcetines y 120° para recoger objetos del suelo⁴.

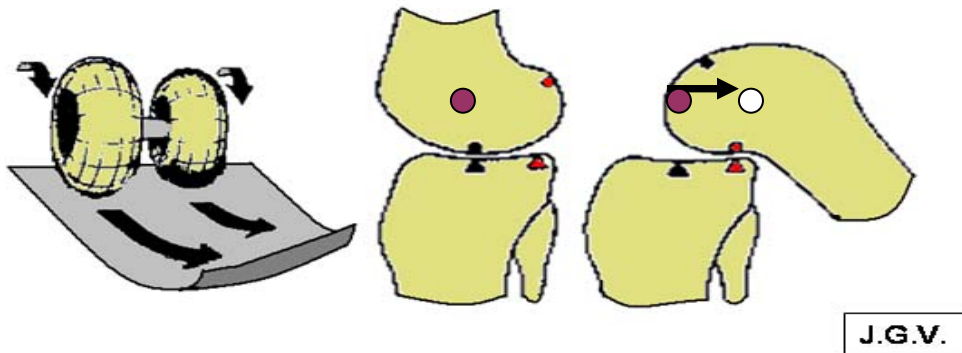
A estos vectores de movimiento hay que sumarles la traslación, principalmente en la dirección anteroposterior, conocido como el rodamiento posterior femoral, éste aumenta el grado de flexión de la articulación y está dirigido principalmente por los ligamentos cruzados⁵. (**Ilustración 2**).

Fuerzas de Carga.

El peso del cuerpo humano atraviesa la extremidad inferior siguiendo una línea llamada eje mecánico. Esta línea comienza en el centro de la cadera y culmina en el centro del tobillo, atravesando la rodilla por un punto medio balanceado por la transmisión de las líneas de carga, ya que, dos terceras partes de estas fuerzas se transmitan por el compartimento interno, y un tercio por el externo. Este eje ideal se ve alterado por las deformidades en varo y valgo de la rodilla. Este alineamiento correcto altera las fuerzas de carga y tensión de la articulación, pudiendo provocar y agravar el proceso degenerativo de la rodilla. Durante la marcha las fuerzas que soporta la articulación multiplica el peso del individuo de dos a cuatro veces, siendo transmitido a través de los meniscos en un

50-100%. Los meniscos disminuyen la tensión de las superficie articular ya que aumentan el área de contacto⁴.

Ilustración 2. Efecto rodamiento y rotación.



Estabilidad.

La estabilidad de la rodilla está mantenida principalmente por sus ligamentos¹. Las funciones de cada ligamento no son aisladas, y depende de la posición de la rodilla, pero nos ceñiremos en la generalidad para poder comprender los mecanismos de estabilidad de la rodilla.

El ligamento colateral medial actúa principalmente soportando las fuerzas deformantes en valgo, teniendo una función secundaria en el control de la rotación externa. El ligamento colateral externo por el contrario protege de las fuerzas en varo y de rotación interna.

La función de los ligamentos cruzados es mucho más compleja, ya que anatómicamente se componen de varios fascículos que son solicitados según el movimiento al que se somete a la articulación.

El ligamento cruzado anterior evita el desplazamiento anterior de la tibia en flexión y fuerza la rotación externa de la rodilla en extensión para producir el bloque articular. También es adyuvante de los ligamentos colaterales en la resistencia al varo y valgo y por último se opone a la rotación interna de la tibia.

El ligamento cruzado posterior predispone al rodamiento y deslizamiento posterior del fémur en flexión e impide el desplazamiento posterior de la tibia⁶.

La Artropatía.

Artritis Inflamatoria.

La artritis inflamatoria es una patología articular caracterizada y definida por la sinovitis, es decir, la inflamación de la membrana sinovial.

Existen múltiples causas etiológicas, siendo el cuadro sindrómico bastante parecido entre ellas.

Las enfermedades autoinmunes pueden ser sistémicas o tener asiento exclusivo en las articulaciones. Entre ellas se encuentran la AR, el lupus, la artritis psoriásica, el síndrome de Reiter, etc. El potencial destructivo articular de estas patologías puede ser muy evidente y pueden ser asincrónicas al desarrollo de la enfermedad.

Las artritis seronegativas para su diagnóstico se deben acompañar, además de no encontrar ningún auto-anticuerpo responsable, de una periartritis que alcance fascias, tendones y periostio.

La presentación clínica más frecuente es en forma de brotes, de carácter mono u oligoartrítico. Y con unos síntomas muy floridos, clásicamente: rubor, tumor, dolor, calor y una pérdida de la función articular muy marcada⁷.

Gonartrosis.

La artrosis se puede considerar como la afectación artropática más frecuente de la rodilla. Es un proceso degenerativo en el cual la articulación pierde sus características principales anatómicas y motrices, dando paso al dolor y a la rigidez.

La etiología de esta enfermedad es desconocida, aunque se deben tener en cuenta diversos factores. Juegan un papel fundamental el envejecimiento y los procesos de oxidación de los tejidos, ya que se presenta en etapas tardías de la vida y clínicamente se manifiesta con dolor, deformidad y limitación de la movilidad articular.

Se puede considerar un proceso degenerativo que puede afectar a cualquiera de los tres compartimentos que presenta esta articulación.

Como modelo conceptual es necesario diferenciar la lesión artrósica de la artrosis. En el proceso evolutivo de la enfermedad puede que las manifestaciones radiológicas se adelanten a las clínicas respecto al dolor o la pérdida de movilidad, al igual que rodillas con mínimos signos radiológicos degenerativos se pueden acompañar de manifestaciones clínicas muy floridas. No debemos olvidar que es la artrosis que afecta a la rodilla es la más prevalente y la que ocasiona un mayor impacto socio-sanitario⁸.

La evolución artrósica comienza con la activación de una serie de estímulos mecánicos, biológicos y genéticos que producen la destrucción del cartílago hialino articular. Las células articulares producen una serie de mediadores químicos llamados citoquinas que activarían la síntesis de enzimas inflamatorias, las proteasas. Dentro de las citoquinas encontramos la interleuquina 1 (IL1), la IL6 y el factor de necrosis tumoral alfa (TNF α). La IL1 es sintetizada en las células mononucleares y estimula la expresión de las proteasas, de las prostaglandinas y de la forma inducible de la enzima óxido nítrico sintetasa. A su vez la IL1 inhibe la formación de colágeno II. El TNF α induce la reabsorción del cartílago y con la IL 1 estimulan la síntesis de óxido nítrico, el cual es parte del proceso catabólico dentro de los condrocitos. La inhibición de la síntesis de proteoglicanos y del colágeno y de la proliferación de los condrocitos depende, en parte, del óxido nítrico endógeno^{9 10 11 12}.

Éstas se encargan de la degradación de las proteínas estructurales de la matriz extracelular cartilaginosa. Los condrocitos pueden equilibrar el proceso de destrucción-síntesis incrementando su metabolismo hasta que aumenta la concentración de óxido nítrico en la matriz, que activa la apoptosis (muerte programada) y el catabolismo celular¹³. A su vez, estos productos de degradación activan la producción de mediadores químicos inflamatorios, esta vez de manera exponencial, rebasando el punto de no retorno¹⁴, la lesión artrósica en estos momentos es una realidad.

Se puede considerar varios puntos de partida en el desarrollo de la artrosis. El daño traumático intrarticular está bien documentado, al igual que las alteraciones en los ejes frontales de la rodilla (Genu valgo y Genu varo). Pero la causa desencadenante todavía es incierta. **Tabla 1.**

Tabla 1. Factores de riesgo para sufrir cambios degenerativos estructurales en la rodilla según Doherty ¹⁵.

Factores de riesgo para desarrollo de la gonartrosis.	Factores de riesgo para la progresión de la gonartrosis.
Herencia	Obesidad
Edad	Baja densidad ósea
Sexo femenino	Baja ingesta de vitamina C y D
Artrosis de manos	AINES
Obesidad	Inestabilidad articular
Alta densidad ósea	Genu valgo
Traumatismo	Genu varo
Laxitud articular	Condrocálcinosis
Deporte intenso	Depósito cristales de pirofosfato
Debilidad cuádriceps	Sinovitis

(Reproducida de Doherty M. Risk factors for progresión of knee osteoarthritis. Lancet 2001; 358:775-776.)

El Origen y Evolución de la Artroplastia de Rodilla.

Podemos considerar a la artroplastia de rodilla como la restauración de la rodilla degenerada mediante la interposición de materiales o sustitución de estructuras patológicas con el fin de conseguir una articulación útil y confortable. El paradigma de este tipo de cirugía es la prótesis total de rodilla.

La historia evolutiva del concepto es la de un relato épico que comienza con los albores de la propia humanidad. El papiro de Evans y los textos clásicos sien-

tan los cimientos de una Cirugía Ortopédica que no verá sus tímidos avances hasta la Ilustración.

El origen etimológico del vocablo deriva del griego *ἄρθρον*, “articulación”, y del prefijo *πλαστιά*, “remodelación quirúrgica”, y fue asentado por cirujanos franceses a finales del siglo XVIII, siendo todas las técnicas de tipo resectivo.

No será hasta mediados del siglo siguiente, cuando Joseph-François Malgaigne realiza sus primeras artroplastias de interposición de grasa y membranas biológicas, sobre todo en la artropatía tuberculosa. Pero este tipo de técnicas no evolucionaron, los resultados eran desalentadores y la infección y la alta mortalidad hicieron rechazar este tipo de intervenciones. Aun así, en el amanecer del mundo tecnológico, Gluc, como visionario de tiempos futuros, lleva a cabo un avance clave para la artroplastia de sustitución. Realiza una resección ósea y una interposición de una pieza de marfil en el espacio articular.

En las primeras décadas del mil novecientos, la mejora de las técnicas anestésico-quirúrgicas y el estudio de los materiales provocaron los primeros intentos serios en la sustitución única de las superficies articulares tras su resección. Los modelos pretendían el recubrimiento más o menos anatómico de la región condilar. Campbell, Delitalia, Jones, Smith-Petersen, Judet y Platt desarrollaron implantes con recubrimientos femorales de materiales como el vitalio y el acero inoxidable. Burman, MacKeever, MacIntosh, Townley y Swanson trabajaron en la búsqueda del dispositivo tibial perfecto. Aquí primó más el anclaje que la reproducción de la anatomía.

En la evolución de estos implantes en la segunda mitad del siglo XX podemos considerar 3 generaciones en función de un orden de presentación dejando de lado las unicompartimentales, aunque se encuentren en parte imbricadas. Corresponden a las prótesis de charnela, de deslizamiento y rotacionales fisiológicas.

Prótesis de charnela:

La primera intención de sustitución protésica de la rodilla intentó reducir el complejo mecanismo articular por un único movimiento de flexoextensión alrededor de un eje. Son los hermanos Judet, junto con Rigault y Crepin, los pioneros de las prótesis de bisagra, al realizar una sustitución en 1947 con una prótesis acrílica. En 1953, Merle d'Aubigne presenta sus resultados, variables, con sus prótesis "golondrina", por su forma grácil, en acero. Waldius más tarde constituye el verdadero impulsor para el desarrollo de la prótesis. En 1969 la escuela ortopédica del Hospital St. Georg de Hamburgo, capitaneada por Buchholz, lanza su modelo que con rectificaciones ha llegado hasta nuestros días. En París un grupo de cirujanos, utilizando experiencias anteriores, desarrollan un modelo monoaxial que conserva el valgo fisiológico y que se difunde por toda Europa, denominado GUEPAR. Posteriormente surgen modelos que no precisan cemento para su fijación, presentando, además del movimiento de flexoextensión, gamas de deslizamiento (semicharnelas), como el modelo GSB.

Prótesis de deslizamiento:

Los implantes de deslizamiento parten de la idea de Gunston en Canadá, quien utiliza dos componentes metálicos para el fémur que resbalan sobre unos raíles de polietileno de alta densidad, alojados en la tibia, con la característica de conservar la fisiología articular. En Londres, Swanson y Freeman crean un modelo que incluye la sustitución patelar, la pieza femoral es bicondílea y el componente tibial único, sin preservar los ligamentos cruzados. En el *Hospital for Special Surgery* de Nueva York, Ranawat e Insall crean una serie de modelos que sustituyen la patela y de formas más geométricas hasta llegar al modelo *total condilar* que hoy puede considerarse como el patrón oro.

Prótesis rotacionales fisiológicas:

Este grupo de implantes pertenece a la tercera generación. Intentan conseguir la máxima fisiología, conservando el tercer movimiento de rotación. Se mantienen la presencia de vástagos intramedulares para asegurar la estabilidad, reduciendo su longitud respecto a las charnelas para evitar sus inconvenientes. El modelo de Trillat permite además un movimiento rotacional en el plano hori-

zontal. Posteriormente, Sheehan y Attemborough lanzan diseños más sofisticados. En Norteamérica, cabe citar la prótesis esferocéntrica creada por Matthehs y Kaufer. El sistema está en evolución.

Implantes Articulares.

En nuestros días el diseño de los implantes articulares intentan reproducir la estructura anatómica de la rodilla. Superficies curvas para la zona condilar, estructuras planas en la superficie tibial y una pieza central más o menos cóncava de polietileno.

Para la región femoral se utilizan biomateriales inorgánicos de aleaciones de cromo, cobalto y molibdeno. Son estructuras muy resistentes a la fractura y al desgaste, además, junto al titanio, son las más resistentes a la corrosión. Como inconveniente podemos citar su gran rigidez que puede ocasionar osteoporosis subimplante y disminuir la supervivencia protésica¹⁶.

En la superficie tibial cada vez es más común el uso de combinaciones del titanio, aleaciones inertes y con menor citotoxicidad que las anteriores, evita la osteoporosis y posee menor riesgo de infección¹⁷.

Para poner en juego estos dos componentes se ha diseñado una estructura compuesta de polietileno, biomaterial orgánico formado por cadenas de eteno (CH₂-CH₂) de ultra-alto peso molecular que impide la oxidación del material, dotándolo de un mejor comportamiento. Las cadenas de bajo peso molecular pueden actuar con el oxígeno provocando la degradación de la pieza con una menor resistencia al desgaste y a la fractura. Esta es una de las piedras angulares de lo que se ha venido a llamar el “aflojamiento protésico”, que no es, ni más ni menos, que el fracaso total del implante.

Para evitar en la medida de lo posible este efecto no deseado se ha sometido a las cadenas de etileno a la radiación gamma en ausencia de oxígeno. Con el bombardeo se producen entrecruzamientos entre las cadenas de átomos de carbono aumentando así el peso molecular de las mismas y su tribología¹⁸.

El desarrollo de estas técnicas anteriormente descritas estuvo en gran medida condicionado por el método de fijación al tejido óseo. Incluso hoy en día es uno de los métodos de clasificación protésica más comunes.

El polimetilmetacrilato (PMMA) es uno de los sistemas más difundidos para fijar el material protésico, pues reparte y distribuye las cargas de una manera muy uniforme, aumenta la superficie de contacto y así evita la concentración de tensiones. Podríamos decir que el uso de cemento en la fijación de la prótesis total de rodilla, sobre todo de la pieza tibial, es el sistema recomendado por la comunidad científica¹⁹.

- A) Prótesis cementadas: Adherencia al hueso con cemento acrílico. Se realiza mediante la mezcla de un monómero y un polímero que se introduce a lo largo de las celdillas de hueso esponjoso, al fraguar se produce una reacción exotérmica y la fijación del implante. Las tasas de elasticidad con respecto al hueso subyacente son similares, por lo que se convierte en un transmisor de fuerzas excelente. Para evitar la porosidad del cemento que provocaría la rotura del mismo se han desarrollado técnicas de mezcla en vacío e introducción a presión en el sistema biológico²⁰.

- B) Prótesis no cementadas: Necesitan una buena calidad ósea. Además de precisar una calidad técnica superior a las cementadas. El recubrimiento protésico es poroso, con la pretensión de una integración ósea completa. El implante femoral se introduce a presión y no debe quedar una movilidad residual, porque la unión se realizaría por fibrosis con el consecuente fracaso. La mayoría de los cirujanos se inclinan por la cementación sistemática de la bandeja tibial, controla mejor las fuerzas de tensión entre las dos superficies no muy congruentes como puede ser la del implante femoral en los cóndilos²¹.

Respuesta biológica al implante. Osteointegración.

El éxito de una prótesis articular depende en gran medida de una fijación firme y duradera al hueso, sin la aparición de tejido conectivo entre ambas fases. Todo supeditado a una calidad ósea aceptable, ya que una masa ósea deficiente se relaciona con el fracaso protésico²².

Al extraer el hueso subcondral y el cartílago dañado de la rodilla, le privamos del receptor natural de vectores de carga y distribuidor de las fuerzas de tensión sobre las trabéculas de hueso esponjoso. Los materiales que colocamos transmitirán estas fuerzas con una mayor intensidad provocando colapso de celdillas óseas y microfracturas. El hueso se enfrenta a un periodo de remodelación según la localización de nuevas fuerzas siguiendo la ley de Wolf.

En las prótesis cementadas el PMMA penetra en todos los espacios del lecho óseo aumentando la superficie de contacto. La fijación es estable e inmediata, pero la reacción exotérmica que produce el cemento al fraguar puede producir una osteolisis periférica que retrasa la perfecta solidarización del implante²³.

En las prótesis no cementadas la fijación inicial depende del contacto obtenido intraoperatoriamente. En este contacto inicial es importante la calidad del hueso. Una fijación primaria insuficiente provoca micromovimiento durante la carga que amplía la lesión ósea quirúrgica y desencadena una reacción fibrosa alrededor de la prótesis²⁴.

El fracaso de la artroplastia.

En la actualidad los resultados buenos o excelentes obtenidos con los nuevos implantes rondan el 89%, y el 85% están muy contentos con los resultados²⁵, por lo que debido al éxito de este tipo de cirugía existe una gran demanda que iguala o supera a la de la cirugía protésica de la cadera²⁶. Aún así, en algunas ocasiones aparece el fracaso del implante, clásicamente fijado en el 4% de las

primarias²⁷. Pero en los últimos años estas cifras han ido aumentando hasta fijarse en el 10-15% de los implantes de rodilla.

Este incremento parece causado por la aceptación de conceptos erróneos en la década de los ochenta y noventa. Las innovaciones pretendían mejorar los implantes antiguos mediante la resección mínima de hueso, la impactación de piezas sin cemento y la colocación de piezas de polietileno de mínimo grosor.

El tratamiento óptimo de este fracaso es el recambio protésico de las piezas dañadas y la corrección de la causa que lo produjo²⁸.

La causa de disfunción protésica más frecuente es el aflojamiento de los componentes, seguido de la inestabilidad. Aunque nunca se producirá por una causa aislada, sino como un cúmulo de etiologías que avocan en la derrota del tratamiento. Ambos componentes se encuentran entrelazados potenciándose uno sobre otro.

Se han estudiado las causas principales del fracaso protésico. Principalmente se han barajado los factores controlados por el cirujano como los más influyentes. La mala relación con el material protésico y la incorrecta orientación de los componentes pueden provocar un balance articular erróneo y una deficiencia del aparato extensor articular. Posteriormente se produce inestabilidad y aflojamiento del material por causas mecánicas y biológicas. A esta relación hay que añadir otros factores más o menos sutiles como son las características físicas del paciente y la región anatómica, las condiciones psico-sociales y el personal paramédico que interviene en la evolución de la prótesis²⁹.

Causas Mecánicas:

1- Mala alineación de los componentes:

Es una de las causas más frecuentes del fallo en la artroplastia de rodilla³⁰. Es fundamental una relación de los componentes para una carga regular en la interfaz hueso-cemento y hueso-prótesis, además se debe mantener en los tres planos del espacio.

En plano anteroposterior una línea trazada desde el centro de la cabeza femoral hasta el centro del tobillo debe pasar por el centro de la rodilla (Eje mecánico de la extremidad). Algunos autores

sostienen que es algo medial a la misma³¹ o minimamente lateral³². El desplazamiento medial se puede explicar en una rodilla en carga con una tibia correctamente alineada. El compartimento medial soporta dos terceras partes de la carga axial. El hueso en ese punto es mucho más denso. De esta manera, con una lateralización relativa conseguimos una distribución de cargas más homogénea. La alineación articular se debería conseguir con unos 7° de valgo, que igualan las cargas femorales sobre el polietileno, un aumento de esta angulación llevaría a la sobrecarga del compartimento externo y de la patelo-femoral³³. Una colocación de los componentes en varo aumenta la sobrecarga en el platillo tibial medial. No debemos confundir una mala alineación por una colocación de los componentes errónea con una inestabilidad ligamentosa. Los desequilibrios ligamentosos son mucho mejor tolerados que las desaxializaciones.

Las alteraciones en el plano lateral también son causa de múltiples problemas. Una colocación en extensión del componente femoral origina una deficiencia de extensión y una sobrecarga de la cortical anterior. Una colocación en flexión limitará la flexión del mismo.

La colocación de la plataforma tibial con pendiente anterior origina un recurvatum de rodilla y una limitación de la flexión con aumento de la tensión en estructuras posteriores capsulares. Si el componente posee una pendiente posterior se inhibe la flexión y hay una inestabilidad en esa posición.

Con respecto a la colocación patelar, una rótula baja relativa, con una línea articular elevada por excesiva resección de los cóndilos, origina problemas entre la patela y el componente tibial con el desgaste y rotura de la pieza de polietileno consecuente.

Se ha postulado la colocación del implante femoral con una ligera lateralización y rotación externa como una garantía del buen funcionamiento del aparato extensor de la rodilla, ya que hasta en el 50% de los fracasos se encuentran un mal funcionamiento de este sistema³⁴. Una técnica cuidadosa puede evitar estos problemas.

2- Inestabilidad:

La estabilidad principal en las artroplastias descartando la inherente de la propia prótesis viene dada por los sistemas capsulares y ligamentosos. Cuando éstos están dañados se puede producir el fallo de la nueva articulación. En todo caso, una rodilla ligeramente inestable con unos componentes bien alineados dará unos resultados muy buenos, ya que son pacientes asintomáticos incluso con puntuaciones clínicas superiores a la de las prótesis más ajustadas³⁵. Los implantes modernos cada vez permiten más libertad en la construcción del implante, por lo que la integridad de las partes blandas se hace necesaria. La causa de revisión por inestabilidad ronda el 15%³⁶.

La estabilidad en extensión está controlada por el ligamento colateral interno, si falla se producirá una inestabilidad en valgo. La banda ilio-tibial es un estabilizador dinámico del colateral externo en extensión, por lo que la integridad de éste es menos relevante. En el caso de que fallen los dos colaterales aparecerá una inestabilidad en recurvatum. Cuando ambos ligamentos están poco tensos en extensión, es decir, se ha desplazado la línea articular a proximal, es la cápsula posterior la que se encarga de estabilizar la rodilla. Pero al comenzar la flexión ésta se relaja y aparece un resalte con una inestabilidad que desaparecerá con la flexión completa, ya que los cóndilos posteriores se engranan sobre el polietileno.

La inestabilidad antero-posterior depende del ligamento cruzado posterior, el aparato extensor y el diseño protésico. Si el primero falla se deberá utilizar implantes más constreñidos y cuidar el mecanismo extensor al máximo³⁷. La inestabilidad anterior de los implantes se relaciona con la banda ilio-tibial, los músculos flexores y la construcción de los componentes. Ya que la resección del ligamento cruzado anterior es segura. Para paliar este problema se han diseñado polietilenos con aumento de la concavidad posterior.

Su desgaste o una pendiente tibial posterior excesiva aumentarán esta inestabilidad.

El cuidado de partes blandas y la correcta orientación de los componentes son los factores principales que aseguran la estabilidad patelo-femoral.

3- Rigidez articular:

La rigidez articular como entidad es una causa poco frecuente del recambio de rodilla, aunque sus consecuencias pueden ser desastrosas. La repercusión más importante se producirá en flexo, es decir, la deficiencia en la extensión, potenciada por una debilidad del aparato extensor, si está es muy manifiesta o se produce una rotura del tendón rotuliano estaría indicado una artrodesis de la articulación.

El implante patelar también influye en la movilidad de la rodilla. Una rotula desplazada hacia anterior limita la flexión de la articulación, al igual que la colocación de un implante femoral basculado en el plano lateral.

La limitación de la flexión es muy incapacitante para el paciente, ya que recordemos que para la deambulación se precisan unos 67° de flexión, 83° para subir escaleras, 90° para bajarlas, 93° para sentarse, 106° para calzarse y 117° para coger objetos del suelo³⁸.

4- Fracturas periprotésicas:

La fractura periprotésica postoperatoria es una causa poco frecuente de fracaso del implante; si bien la incidencia de estas fracturas es un dato no desdeñable (alrededor del 3%³⁹), el fallo de estos implantes tras la fractura es menos frecuente.

La localización condilea es la más común, alcanzando hasta el 2,5% de las PTR según series⁴⁰. El tratamiento conservador o mediante osteosíntesis soluciona más de dos tercios de los casos⁴¹.

Las causas predisponentes más importantes son la osteoporosis, la artritis reumatoide y las enfermedades neurológicas. Como factores locales encontramos la excesiva resección de la cortical anterior del fémur, la cirugía de revisión, la mala alineación de componentes y la osteolisis granulomatosa debida a las partículas⁴². Para una organización mejor de estas lesiones Lewis y Rora-beck⁴³ las clasificaron en tres grupos. Tipo I: Fractura sin desplazamiento ni aflojamiento. Tipo II: Fractura desplazada sin aflojamiento protésico. Tipo III: La fractura está desplazada y la prótesis aflojada. El recambio del componente se hace necesario.

Las fracturas a nivel tibial son menos incidentes. Situándose alrededor del 1,5% de las prótesis implantadas³⁹. Suelen ser fracturas de estrés asociado a osteolisis, aflojamiento o malalineación de componentes. Al contrario que las fracturas femorales, éstas se asocian a aflojamiento del implante⁴⁴.

Pero probablemente las fracturas más frecuentes serán las de rótula. Su frecuencia es muy variable, desde el 0,05 hasta el 6%. En todo caso no debe ser causa de recambio protésico en la mayoría de los casos⁴⁵. La etiología más frecuente es la fractura por traumatismo o por estrés tras pateloplastia.

5- Desgaste protésico:

Es la consecuencia de los factores citados anteriormente y el nexo de unión entre las causas mecánicas y las biológicas. La primera diana de este desgaste es el polietileno, el desgaste del mismo, además de liberación de partículas, producirá una inestabilidad protésica y el contacto de metales con el consecuente aflojamiento del implante y la posible ruptura del material⁴⁶.

6- Rotura de los componentes:

Es el episodio siguiente al desgaste protésico. Está íntimamente ligado a la alineación, el diseño, la inestabilidad y el desgaste.

Son problemas más comunes en las prótesis constreñidas, ya que estas sufren la incompetencia de las partes blandas y soportan más tensiones⁴⁷.

Causas biológicas:

1- Aflojamiento por partículas y micromovimiento:

La movilización tardía de los implantes es la causa más frecuente de revisión a largo plazo. Aumentando la incidencia según aumenta la antigüedad de la prótesis y la actividad y peso del paciente⁴⁸. Estas partículas están relacionadas con los mecanismos de fricción y abrasión que sufren dos cuerpos al entrar en contacto. Se liberan incluso en una prótesis correctamente colocada. En condiciones normales se liberan unos 30 000000 de partículas, si hay algún fallo mecánico de los anteriormente comentados el número aumenta drásticamente. Aunque se producen de una manera mecánica el aflojamiento se produce a nivel celular. Estas partículas se propagan a los tejidos que rodean el conjunto protésico y provocan una reacción inflamatoria. La inflamación provoca reabsorción y osteolisis.

La fagocitosis de las partículas se asocia con la expresión del complejo mayor de histocompatibilidad HLA-DR en los macrófagos⁴⁹. El HLA-DR es una inmunoglobulina que participa en la presentación de antígenos a los linfocitos T. La expresión de HLA-DR es parte de la respuesta fisiológica normal de los macrófagos activados inmunológicamente después de la fagocitosis de partículas. Esto también está indicado por la secreción de factor de necrosis tumoral (TNF) que, como en otros trastornos inflamatorios, parece ser importante en la respuesta a las partículas⁵⁰. El TNF induce directamente la proliferación de fibroblastos, la fibrosis del tejido, y el reclutamiento y la activación de los osteoclastos⁵¹. Los iones metálicos también tienen un efecto sobre la activación de los macrófagos, tal como se muestra por ejemplo en un estudio

in vitro en células que fueron expuestas a titanio, cromo y cobalto⁵². Los iones solubles metálicos pueden penetrar en las células y se unen a la quinasa nuclear o a factores que intervienen en la transducción de señales y la expresión génica de citocinas. En la actualidad, el papel de los iones y partículas metálicas como señal transducción y expresión génica es en gran parte desconocido. El micromovimiento se definió por Goodman (1994) como: "Los pequeños movimientos entre una prótesis (cementada o sin cementar) y el hueso circundante, que no son detectables con los métodos radiológicos convencionales"⁵³. Una vez que el movimiento se produce, muchos acontecimientos han ocurrido previamente en la interfaz prótesis-hueso. Parece probable que si se producen micromovimientos la osteointegración no se ha producido en un implante no cementado. En los implantes cementados la micromigración es una constante en los 3 primeros años⁵⁴. El micromovimiento inicial en los primeros años (tal como se ha constatado por radioestereometría) puede deberse a varias causas: la pérdida ósea causada por la resorción o la creación de una membrana fibrosa alrededor del implante cementado.

La técnica quirúrgica es importante, y si ocurre un posicionamiento incorrecto de los componentes, el riesgo de micromovimiento aumenta. Sin la correcta estabilización de un implante, el proceso de integración no se produce adecuadamente, por lo que se forma una membrana fibrosa entre la prótesis y el hueso sin resistencia mecánica. Por otra parte, incluso en las prótesis osteointegradas estos movimientos se pueden apreciar⁵⁵.

Estos micromovimientos son causados por el desplazamiento dentro de un tejido elástico como es el hueso.

La inserción de un implante en la rodilla conduce a la remodelación del hueso como consecuencia de las nuevas condiciones de carga impuestas por el implante. Esto puede conducir a la pérdida de hueso alrededor del implante en zonas que no están sometidos a las operaciones de carga, y que comúnmente se denomina estrés de blindaje⁵⁶. El equilibrio entre condiciones de carga y la re-

modelación ósea se conoce como la Ley de Wolff: "Todo cambio en la forma y la función de un hueso es seguido por cambios en su arquitectura interna, e igualmente, por una alteración secundaria en su conformación exterior, de acuerdo con las leyes matemáticas" (Wolff 1870). Esto implica que la remodelación ósea se adapta al tejido óseo en función de las condiciones de carga. El estrés de blindaje lleva a la pérdida de hueso, que no es una consecuencia de la osteolisis, sino de la remodelación ósea. El alcance de la remodelación ósea depende de varios factores relacionados con el paciente y el implante, como la edad, el sexo, el tiempo de cirugía primaria, el nivel de actividad, el peso, la rigidez del implante, el diámetro del implante, el revestimiento poroso y la calidad ósea.

2- Infección:

La incidencia de infección sobre prótesis de rodilla se ha reducido de forma significativa en las últimas décadas, gracias a mejoras de la técnica quirúrgica, la profilaxis antibiótica y al tratamiento de los flujos aéreos en el quirófano. En la actualidad las cifras oscilan en torno al 2%⁵⁷.

Cuando se sustituye una articulación por un dispositivo metálico, cerámico o plástico, las lesiones de partes blandas y del hueso, sumada a la gran superficie protésica, capaz de portar sobre ella algún vector infeccioso, hacen que las medidas profilácticas a tomar en cuenta sean lo más estrictas posible.

Existen dos variables fundamentales para el estudio de la incidencia de infección, la existencia o no de flujo laminar en el quirófano, y la profilaxis antibiótica. En quirófanos convencionales sin profilaxis antibiótica el porcentaje de infección protésica de rodilla ronda el 6%⁵⁸.

Debido a que la cirugía de recambio articular es una cirugía muy extendida, se acepta que no en todos los quirófanos existe la posibilidad del uso del flujo laminar, por lo que es totalmente acepta-

ble la realización de una artroplastia de rodilla en un quirófano convencional.

El origen más frecuente de las infecciones protésicas se encuentran en la contaminación durante el acto quirúrgico. La mayor parte proviene del aire y se posan sobre la herida quirúrgica ya sea directamente o desde los instrumentos y guantes. El resto provienen de la flora del paciente y del personal que interviene. Todos estos casos suponen el 60%. El resto se produce por bacteriemias desde un foco distante, por contigüidad o por procesos sépticos ocurridos en el sustrato⁵⁹.

La etiología es claramente conocida, con gran predominio de bacterias gram positivas, que suman más del 50% de los casos, principalmente el género *Staphilococcus*⁶⁰.

Además existen una serie de factores asociados que dependen directamente del paciente que pueden favorecer la infección protésica⁶¹:

- Diabetes mellitus mal controlada.
- Foco infeccioso a distancia.
- Desnutrición.
- Obesidad.
- Artritis reumatoide.
- Reintervención.
- Cicatriz antigua mal irrigada.
- Corticoterapia.
- Inmunodepresión.
- Plazo largo entre ingreso e intervención.

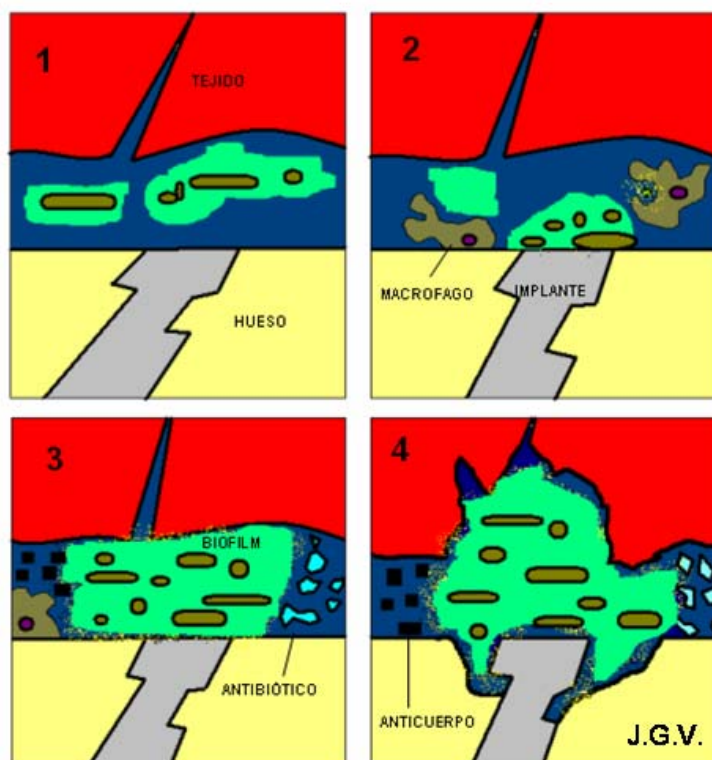
El mecanismo de colonización de cualquier superficie por parte de una bacteria es la adhesión. La faz puede ser orgánica o inorgánica, inerte o reactiva, desvitalizada o animada. Toda esta relación se desarrolla a través de un contacto físico-químico que actúa a través de un sistema que envuelve todos estos elementos, el glicocálix. (Ilustración 3).

El concepto del glicocálix y sus interacciones avanza continuamente, y hoy en día es considerado como la piedra angular de la infección protésica y su perpetuación en el tiempo⁶².

Clásicamente se han dividido las infecciones protésicas de cadera en cuatro entidades diferenciadas, con una correlación en etapas no siempre necesaria⁶³:

- Infección aguda inmediata.
- Infección larvada precoz.
- Infección tardía o retardada.
- Infección hematógena tardía.

Ilustración 3. Mecanismo de producción del aflojamiento séptico.



El recambio, indicación y valoración.

Un seguimiento claro y efectivo de las prótesis primarias de rodilla se hace necesario para predecir los resultados esperables de la primera cirugía.

El dolor y la alteración de la función son los primeros predictores en el fracaso de la artroplastia de rodilla. Pero el alcance del diagnóstico no lo podremos dis-

cernir hasta la realización de estudios radiológicos⁶⁴. En éstos deberemos observar los signos de inestabilidad, cambios de alineación, signos de desgaste, radiolucencia, osteolisis, defectos oseos y presencia de problemas en el compartimento fémoro-patelar. El mejor indicador de fracaso protésico son las proyecciones convencionales, dónde se pueden observar los cambios de posición de los implantes, las fracturas en el cemento y las líneas de radiolucencias entre el hueso y la prótesis. Las líneas lucentes mayores de 2 milímetros se relacionan con peores resultados en la artroplastia y aflojamiento⁶⁵. Las líneas incompletas o menores de un milímetro no se pueden correlacionar con resultados clínicos y se interpretan como la adaptación protésica en el primer y segundo año⁶⁶. Se puede encontrar este fenómeno hasta el 88% de los implantes. Si no progresan y son de asentamiento precoz no tienen por qué indicar aflojamiento.

Uno de los retos más difíciles en la cirugía protésica es la restauración anatómica de la línea articular. Una línea articular incorrecta se ha demostrado que no sólo conduce a la inestabilidad de la articulación, sino también a una mayor incidencia de dolor anterior de rodilla y a la falta de flexión⁶⁷.

Si la línea se desplaza proximalmente, ya sea en primaria o revisión, el paciente posee a menudo una inestabilidad en la flexión media. La rodilla es estable en plena extensión y en 90 ° de flexión. Este fenómeno es el resultado de las restricciones que provocan las estructuras capsulares posteriores⁶⁸. Si el conjunto se mueve proximalmente el resultado provoca una rótula baja, puede causar rozamiento en el componente tibial. Clínicamente se presenta como dolor anterior de rodilla y una disminución de la flexión⁶⁹.

Si el conjunto anatómico se desplaza distalmente, un problema menos común, la rótula alta es a menudo el resultado, alterando el mecanismo extensor y aumentando el riesgo de subluxación patelar.

No hay ninguna norma anatómica de medición para identificar correctamente la línea articular. Algunos cirujanos toman como punto de referencia el tubérculo aductor, otros la punta de la cabeza proximal del peroné⁷⁰.

El estudio con isótopos radiactivos es un reflejo de los cambios fisiológicos anormales del tejido óseo. Pueden ser de gran ayuda pero siempre como complemento al estudio radiológico y a la clínica. La sensibilidad y especificidad de esta prueba varía según los autores para el diagnóstico del aflojamiento aséptico. Levitsky describe un 33% y un 86% respectivamente⁷¹, Itasaka por su parte un 83% y un 79%⁷². Estos resultados se alteran si la prueba es realizada los primeros meses después de la cirugía, normalizándose de los 6 a 12 meses⁷³. Pese a estos resultados Aliabadi obtiene una sensibilidad de 84% y una especificidad del 92% en diagnóstico de imagen del aflojamiento aseptico mediante el uso de radiografías y gammagrafía conbinadas⁷⁴ en prótesis primarias. El uso de tomografía axial computerizada es ocasional, y se restringe a valorar principalmente los defectos oseos.

Podemos definir el fracaso de una artroplastia cuando conocemos la causa del mismo, por lo tanto ésta será la indicación principal del recambio. Si no logramos reconocer la etiología, el fracaso de nuevo es la norma⁷⁵.

Como conclusión se puede considerar el desgaste de los implantes y la movilización aséptica como la principal causa de fracaso de la artroplastia, 40-70%⁷⁶, otros señalan el fallo del aparato extensor. Ambas tendencias pueden tener relación entre sí, mientras el aparato extensor puede llegar a claudicar a medio plazo, el desgaste de piezas suele ser más tardío, favorecido por la inestabilidad preexistente⁸⁸.

El desgaste del polietileno y la osteolisis, muy relacionadas entre sí, llegan hasta el 20-40% de los casos de revisión^{64 65}.

Las dificultades de la cirugía de revisión protésica.

Situación previa al recambio.

La cirugía de revisión de la artroplastia total de rodilla (cirugía de recambio, revisión protésica, recambio protésico, artroplastia de revisión) es mucho más

compleja y técnicamente más dificultosa que la cirugía primaria. Los problemas que se presentan suelen ser diametralmente diferentes. La falta de material óseo, en calidad y cantidad, se plantea como el problema más frecuente. A esto hay que sumarle los defectos severos de alineamiento, la rotura de los implantes, las fracturas periprotésicas, la infección y la rigidez articular⁷⁷. De acuerdo a los principios básicos de la cirugía protésica, el cirujano debe siempre buscar la mejora de la función, la estabilidad del sistema y la restauración, en la medida de lo posible, de la anatomía articular. Alcanzar esos objetivos, la restauración de la alineación articular, la reconstrucción ósea, la localización de la línea articular, son más importantes y exigentes en este tipo de cirugía. Fundamentales para la buena evolución de la prótesis.

Tejidos blandos.

El desequilibrio de las partes blandas es una de las causas del fracaso de la artroplastia primaria de rodilla, provoca dolor y fracaso funcional. Por lo que una buena técnica quirúrgica y el conocimiento anatómico preciso es tan importante como la correcta realización de las osteotomías.

El balance ligamentoso en la artroplastia primaria se realiza sobre estructuras titulares intactas y reconocibles, y son el fruto de la evolución patológica de la enfermedad articular, en la medida de lo posible son predecibles. Las técnicas quirúrgicas están protocolizadas y son conocidas⁷⁸. Sin embargo, las estructuras anatómicas en el recambio están alteradas, y su posición puede ser la correcta. Hay gran cantidad de fibrosis y tejido cicatricial, lo que hace que la evolución sea incierta. A esto hay que sumarle la pérdida de estructura ósea, que añade más inestabilidad al sistema⁶.

Para ello se han diseñado sistemas protésicos más complejos, constreñidos, en las que el propio implante está autoestabilizado. Esto proporciona una gran seguridad al implante a corto y medio plazo, pero las fuerzas de tensión creadas en esa articulación artificial son desplazadas a la interfaz entre el implante, ya sea metal o cemento, y el tejido óseo. También se ha descrito un mayor desgaste de las partes plásticas de los materiales, ya que hay mayor rozamiento y una pérdida de la libertad de movilidad⁷⁹.

Manejo de los defectos óseos.

La solución de los defectos óseos en la artroplastia de revisión es uno de los caballos de batalla en el recambio protésico. La presentación de los mismos es prácticamente la norma, sobre todo en las revisiones de artroplastias de largo tiempo de evolución o dónde los materiales hayan sufrido una alta fricción, provocando la consabida emisión de partículas de polietileno y otros materiales que inician la cascada inflamatoria⁵¹.

El problema no se circunscribe al defecto anatómico persé, se puede acompañar de la rotura de los componentes, fracturas periprotésicas, osteoporosis y sinovitis agresiva, que hace que el panorama intraoperatorio sea desolador.

Para el tratamiento de estos defectos se barajan tres terapias de relleno:

- 1- Cuñas y suplementos protésicos: Los implantes específicos para la cirugía de recambio brindan la oportunidad de aumentar el contacto entre implante y hueso rellenando los espacios mediante aumentos metálicos modulares. Una de las grandes ventajas es que no es precisa su integración, ya que están solidarizados directamente al implante, lo que le confieren una tolerancia a la carga inmediata. Se pueden utilizar en defectos de hasta 12 mm en la tibia y 20 mm en el fémur. El principal problema radica en que no se produce el relleno de la cavidad con tejido óseo, alterando los vectores de carga y resistencia del hueso normal⁸⁰.
- 2- Cemento: El cemento parece una alternativa correcta, comparte parte de las características del tejido óseo respecto a sus cualidades físicas, no posee problemas de la zona donante, no es vector de enfermedades y es una fuente inagotable⁸¹. El cemento está indicado para relleno de zonas de superficie con una profundidad no mayor de 5 mm. Como potenciales problemas se han descrito las lucencias perimplante por problemas de toxicidad o termoabrasión y la continuación de la osteolisis

alrededor del cemento implantado, lo que supone el agravamiento del problema.

- 3- Autoinjertos o aloinjertos no estructurales: El autoinjerto es de carácter osteoinductivo, osteoconductor y osteogénico, lo que le convendría en el paradigma del tratamiento de la osteólisis. Pero no posee propiedades macroestructurales capaces de soportar las fuerzas de tensión y presión articular, no es una fuente limitada de material y además existe la morbilidad del sitio dador, están indicados para osteólisis no mayores de 10 mm. Los aloinjertos no estructurales si que son una fuente inagotable de recursos, y poseen una gran potencia osteoconductora, pero existe la posibilidad de transmisión de enfermedades y su limitación osteoinductiva no le convierten en el sustituto perfecto, se pueden indicar en osteólisis de gran tamaño contenidas por cortical⁸².
- 4- Aloinjertos estructurales: Técnica en boga en nuestros días. Indicados principalmente para grandes defectos óseos no contenidos, ya que son imprescindibles para garantizar la estabilidad del montaje, a veces es necesario realizar el montaje protésico en el injerto y posteriormente solidarizarlo al hueso cortical del paciente. Además de los problemas ya conocidos de los aloinjertos, debemos tener en cuenta que los grandes injertos estructurales sufren resorción ósea y la consiguiente pérdida de resistencia del implante, reducción del tamaño, e incluso aflojamiento del implante⁸³.

El Instituto Ortopédico de Investigación Anderson realizó en 1999 una clasificación de los defectos óseos para ayudar a la interpretación y planificación de los recambios de cirugía protésica de rodilla. Se considera el tipo 1 la afectación de hueso esponjoso pero con la cortical metafisaria intacta, no hay hundimiento de implantes y no se observa osteólisis. El tipo 2 se aprecia la metafisis dañada con hundimiento de materiales y osteólisis., se realizan dos subgrupos, el 2A, cuando la lesión afecta a un cóndilo o platillo tibial y el 2B si se afectan los dos. El tipo III es el más grave de todos ya que la metafisis es completamente defi-

INTRODUCCIÓN

ciente. El defecto cavitario se extiende por encima de los cóndilos femorales o es distal a la tuberosidad tibial anterior⁸⁷. Además se ha realizado un algoritmo de orientación para la resolución del problema durante la realización del recambio. (Tabla 2).

Tabla 2. Directrices para la clasificación de los defectos óseos del Instituto Anderson.

Tipo de defecto	Radiografías preoperatorios	Tratamiento quirúrgico
Tipo 1: Hueso metafisario intacto.	Segmento metafisario completo.	Cemento o injertos óseos en partículas.
Fémur	Hueso metafisario intacto distal a los epicóndilos; sin hundimiento ni osteolisis.	
Tibia	Hueso metafisario intacto proximal a la tuberosidad tibial anterior; sin hundimiento ni osteolisis.	
Tipo 2: Hueso metafisario afectado.	Borde metafisario acortado.	Reconstrucción de la línea articular con aumentos (>4 mm); injerto óseo en partículas o relleno con cemento en lesiones (> 10 mm).
Fémur	Hundimiento del componente o elevación de la interlínea articular del componente fallido; defecto osteolíticos de pequeño tamaño en el hueso distal a epicóndilos.	
Tibia	Hundimiento del componente o situación del componente en la punta o por debajo de la cabeza del peroné; borde metafisario tibial acortado.	
Tipo 3: Hueso metafisario insuficiente.	Borde metafisario insuficiente.	Cóndilo o cara articular superior reconstruido con injerto óseo estructural o cemento y componente articulado.
Fémur	Afectación ósea a la altura o por encima de los epicóndilos; hundimiento del componente sobre los epicóndilos.	
Tibia	Afectación ósea o hundimiento del componente sobre la tuberosidad tibial anterior	

Reproducción de Engh G. A., Ammeen D.J. Bone loss with revision total knee arthroplasty: defect classification and alternatives for reconstruction. Instr Course Lect. 1999;48:167-75.

Técnicas y modelos protésicos en cirugía de revisión.

El material quirúrgico empleado en este tipo de cirugía (cirugía de revisión, artroplastia de revisión o recambio protésico) debe de ser muy versátil.

En la mayoría de los casos es necesario introducir los componentes sin referencias óseas, ya que éstas han desaparecido.

La diáfisis femoral y tibial será el punto de partida sobre el que se debe centrar el montaje del sistema.

La revisión de rodilla plantea una serie de problemas muy complejos. La pérdida de hueso y la insuficiencia de los tejidos blandos son los escollos a la hora de solventar una intervención de estas características.

Uno de los retos más difíciles en la cirugía de revisión de la artroplastia de rodilla es la restauración anatómica de la línea articular. Una línea articular incorrecta ha demostrado que no sólo conduce a la inestabilidad de la articulación, sino también a una mayor incidencia de dolor anterior de rodilla y a la falta de flexión⁸⁴.

Si la línea se desplaza proximalmente, ya sea en cirugía primaria o de revisión, el paciente posee a menudo una inestabilidad en la flexión media. La rodilla es estable en plena extensión y en 90 ° de flexión. Este fenómeno es el resultado de las restricciones que provocan las estructuras capsulares posteriores⁸⁵. Si el conjunto anatómico se desplaza distalmente, un problema menos común, la rótula alta es el resultado, alterando el mecanismo extensor y aumentando el riesgo de subluxación patelar.

Como ya comentamos no hay ninguna norma anatómica de medición intraoperatoria para identificar correctamente la línea articular. Algunos cirujanos toman la medida desde el tubérculo aductor hasta la línea articular femoral, mientras que otros la obtienen en el paso de convexidad a concavidad en la cortical del cóndilo lateral femoral. La obtención de medidas postoperatorias se suele realizar en el estudio radiológico anteroposterior, aunque también se puede utilizar la vista lateral desde la zona más posterior condilar hasta la superficie articular. Se ha usado la zona proximal de la tibia de igual manera como método de referencia, aunque estos sistemas de medición son menos comunes⁸⁶.

Se ha aceptado el uso de cuñas y aumentos metálicos para compensar la pérdida de hueso. También está extendido el uso de injertos óseos triturados o estructurales con el fin de rellenar los defectos articulares.

Para intentar suplir en medida de lo posible la deficiencia de partes blandas se comienza a realizar retensiones de ligamentos colaterales⁸⁷, aunque lo más frecuente es utilizar prótesis constreñidas.

Éste sistema de constricción hace que la superficie de contacto entre el hueso y la prótesis sufra un gran número de vectores de fuerza, lo que provocaría la movilización inmediata del implante, por lo que se hace necesario el uso de cemento en superficie del recambio⁸⁸. Aún así, para reforzar la estabilidad de la prótesis se ha extendido el uso de sistemas modulares, la falta de estructura ósea hace necesaria la tutorización del componente tibial y femoral mediante un anclaje diafisario a modo de vástago.

La duda que nos planteamos es la siguiente ¿Es necesario cementar estos dispositivos centromedulares?

El método ideal de fijación de vástagos sigue siendo controvertido⁸⁹. Además de los estudios de imagen comentados en apartados anteriores es necesaria la utilización de sistemas de medición clínica para poder valorar de una manera objetiva y numérica el resultado del recambio protésico.

Examen del recambio protésico de rodilla.

El “estado de salud” de la artroplastia puede ser evaluado por una serie de métodos que en la ortopedia se clasifican como objetivos o subjetivos. El primero incluye la medición de cambios radiológicos, de fuerza y rango de movimiento, que implican a un médico hacer un juicio sobre el paciente. Los métodos subjetivos se basan en la obtención de respuestas directamente de los pacientes sobre sus percepciones de la salud y la enfermedad. Cuestiones relativas a la satisfacción del paciente son otra consideración y no necesariamente en consonancia con otras medidas de resultado. Estos resultados, a veces discordan-

tes, a menudo pueden ser explicados como un fracaso al no lograr las expectativas del paciente⁹⁰.

La mayoría de los investigadores aceptan que una combinación de medidas objetivas y subjetivas es recomendable a fin de proporcionar una evaluación completa de la salud relacionando la calidad de vida y la evolución protésica⁹¹. La falta de planificación puede dar lugar a malas tasas de respuesta y a una visión parcial de los datos que hará que el estudio sea una tarea inútil.

La medida de un resultado debe tener propiedades particulares. Hay que demostrar que es fiable, válido y sensible, por lo que debe responder a los cambios del estatus inicial del paciente⁹². La justificación de tales aspectos de medición no son tan sencillas y los métodos de realización han sido nominados como psicometría.

Medidas objetivas.

Examen clínico.

El examen médico clínico de cualquier paciente comienza con una detallada historia clínica. Ella nos da las claves del diagnóstico del fracaso, los mecanismos de fallo y su impacto en la calidad de vida.

Debemos conocer sus antecedentes personales y quirúrgicos y la historia familiar, sobre todo en lo referente a sus padres y sus enfermedades articulares. Es muy importante saber cual es la profesión y la actividad física que realiza, cuanto es capaz de caminar, si es capaz de subir o bajar escaleras y si camina con algún tipo de ayuda, a la vez que sus aficciones y género de vida, incluso sus hábitos tóxicos. La historia del paciente debe incluir cuestiones sobre sus síntomas generales, dolor, rigidez matutina y al realizar ejercicio además de las sensaciones propioceptivas respecto a la estabilidad de la articulación.

La inspección debe comenzar con la comparación visual de ambas rodillas, ello nos da mucha información sobre las deformidades angulares y atrofas musculares. Debemos apreciar la coloración de la piel, signos atróficos vasculares, varices, disposición de vasos superficiales y posición de la cicatriz inicial.

Con la palpación sabremos más acerca de la inflamación, disposición patelar y diferencia de temperatura. Debemos encontrar puntos dolorosos a la presión y los límites articulares y de los componentes protésicos. Podemos palpar la tonificación muscular y de otros tejidos, además de las distensiones de la cápsula, sobre todo en el hueco popliteo en forma de quiste de Baker.

Antes de comenzar con la movilidad articular es preciso conocer la estabilidad del aparato extensor, báscula patelar y la aparición de cepillo o ruidos con la articulación en extensión.

Debemos tomar nota de la movilidad activa y pasiva de la rodilla, rango de movimiento y dolor al realizarlo, debemos apuntar las contracturas en flexión y en extensión. El balance articular se suele realizar con la ayuda de un goniómetro, colocando el eje del mismo en el eje de la articulación y posteriormente los brazos del goniómetro en el eje diafisario de tibia y fémur.⁹³ Posteriormente se conoce y explora la estabilidad forzando el varo y valgo de la articulación en extensión completa y en flexión de 30 °. También es muy importante conocer la estabilidad en el plano antero-posterior mediante la antepulsión y retropulsión de la tibia, junto a movimientos rotacionales.

Un examen físico bien realizado puede ser el arma más potente para la valoración objetiva de la artroplastia de revisión⁶.

Estudio radiológico.

El estudio radiológico correcto es esencial para la evaluación de la cirugía de revisión⁶⁵, y junto con el examen clínico debe ser suficiente para el conocimiento del estado actual protésico.

Es muy importante incidir en la correcta realización de la proyección radiológica, debe ser de una exactitud casi matemática, ya que sobre ella realizaremos cálculos y mediciones que en el caso de ser incorrectos, podrían llevarnos a conclusiones erróneas.

El estudio radiológico debe comenzar con una proyección anteroposterior (AP) pura en carga completa. Como los implantes protésicos están tutorizados por un vástago, estas proyecciones deben incluir la diáfisis del fémur y de la tibia con visualización completa del material.

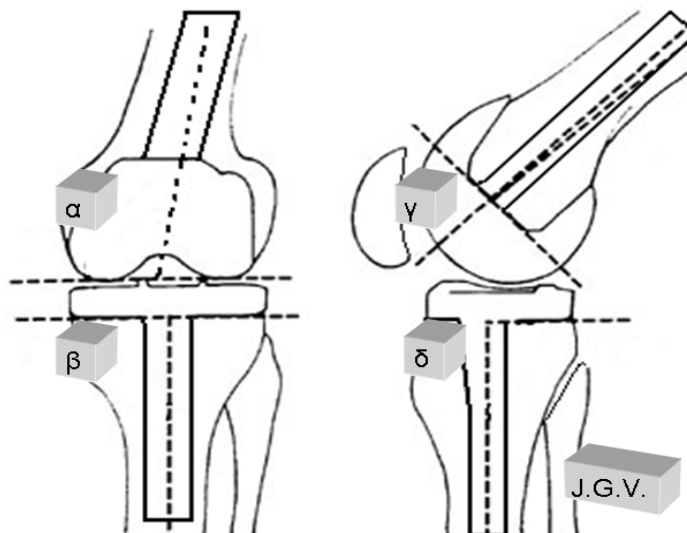
La proyección lateral (L) se debe realizar en flexión de 90°. Para conocer si la radiografía es una visión lateral real los cóndilos femorales deben superponerse con una exactitud meridiana.

Para completar el estudio se debe realizar una proyección axial rotuliana. En la proyección de Merchant, con 30-45° de flexión de rodilla con el pie apoyado en suelo, ya que así el cuádriceps no se encuentra contraído y no centra a la rótula de manera forzada en la tróclea.

Para la medición angular del alineamiento de los componentes protésicos de fémur y tibia utilizaremos cuatro ángulos: (Ilustración 4)

- **Ángulo α** : ángulo femoral en valgo en AP.
- **Ángulo β** : Ángulo tibial de varo en AP.
- **Ángulo γ** : Ángulo femoral de flexo en L.
- **Ángulo δ** : Ángulo tibial de flexo en L.

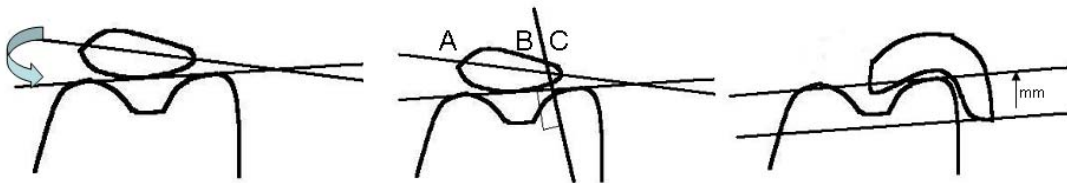
Ilustración 4. Ángulos de posicionamiento protésico.



Los índices radiológicos de estabilidad rotuliana en la proyección axial son principalmente tres⁹⁴. (Ilustración 5):

- Inclínación patelar. La inclinación del eje transversal patelar respecto a la línea anterior condilar. Se considera normal si posee menos de 15° .
- El desplazamiento lateral de la rotula sobre el cóndilo lateral femoral, se expresa mediante porcentaje. El desplazamiento debe ser menor del 30%. BC/AC.
- El desplazamiento posterior definido como la porción patelar posterior al punto anterior del cóndilo lateral. Se define como menor a 10 mm.

Ilustración 5. Ángulos de estabilidad patelar.



J.G.V.

La altura rotuliana se valora principalmente con el índice de Insall-Salvati⁹⁵. Es un cociente entre la longitud del tendón rotuliano y la longitud de la patela en la proyección lateral de rodilla, preferentemente con una flexión de 30° .

Ilustración 6).

Si el cociente es mayor de 1,2 se considera una patela elevada. Las consecuencias de esta observación serán una alteración del mecanismo extensor y un aumento del riesgo de subluxación patelar⁶⁹.

Si es menor de 0,8 se considerará una patela baja. Clínicamente se presenta como dolor anterior de rodilla y una disminución de la flexión⁶⁹.

Últimamente el punto de división entre patela baja y alta se ha ampliado, siendo el rango normal entre 0,74 y 1,5⁹⁶.

Ilustración 6. Medición del índice de Insall-Salvati.



La sociedad Americana de la rodilla publicó en 1989 un sistema de evaluación radiológica de las artroplastias de rodilla respecto a la estabilidad del implante (Knee Society Roentgenographic Evaluation and Scoring System). La tibia se examina en la proyección AP y L, el fémur en la proyección L y la patela en la proyección de Merchant⁹⁷. No se introducen diferencias respecto al tipo de prótesis, ya sea primaria o revisión.

En la posición AP tibial se delimitan siete zonas, de las cuales la zona 5, 6 y 7 se reserva para los implantes que poseen quilla o vástago. La proyección lateral cuenta con 3 zonas. En la proyección lateral del fémur se estudian otras siete zonas, obviando la proyección AP. El implante patelar se estudia mediante dos modelos según el tipo de fijación mediante uno o dos tetones. Además en la hoja de recogida de datos se incluyen los ángulos reseñados anteriormente. (Ilustración 7).

INTRODUCCIÓN

Ilustración 7. Esquema de estudio de la Knee Society Roentgenographic Evaluation and Score Sistem.

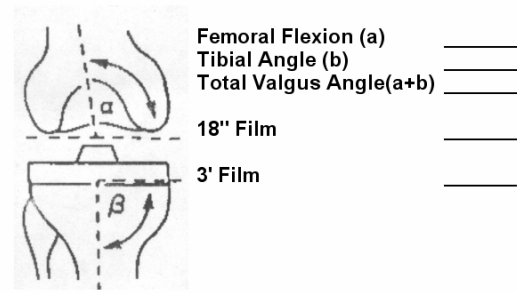
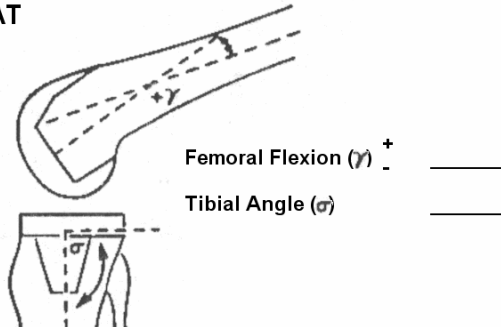
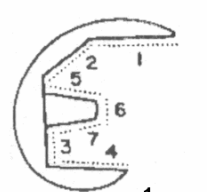
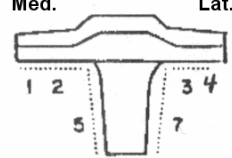
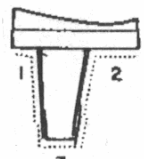
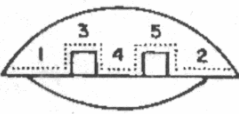
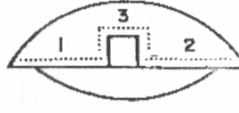
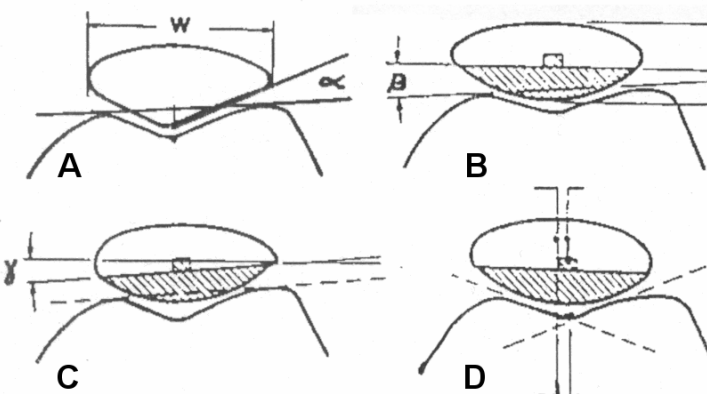
Evaluator Name _____ Date _____

Patient Name/Number _____ Pre-op _____ Post-op _____

Surgeon Name _____ Hospital Number _____

X-ray Date _____ Prior Implants _____

Left Knee Right Knee Recumbent Standing

<p>AP</p>  <p>Femoral Flexion (a) _____</p> <p>Tibial Angle (b) _____</p> <p>Total Valgus Angle(a+b) _____</p> <p>18" Film _____</p> <p>3' Film _____</p>	<p>LAT</p>  <p>Femoral Flexion (γ) ⁺ _____</p> <p>Tibial Angle (σ) _____</p>		
 <p>1. _____</p> <p>2. _____</p> <p>3. _____</p> <p>4. _____</p> <p>5. _____</p> <p>6. _____</p> <p>7. _____</p> <p>Total <input type="text"/></p>	<p>Med. Lat.</p>  <p>1. _____</p> <p>2. _____</p> <p>3. _____</p> <p>4. _____</p> <p>5. _____</p> <p>6. _____</p> <p>7. _____</p> <p>Total <input type="text"/></p>	<p>Ant. Post.</p>  <p>1. _____</p> <p>2. _____</p> <p>3. _____</p> <p>Total <input type="text"/></p>	<p>Med. Lat.</p>  <p>OR</p>  <p>1. _____</p> <p>2. _____</p> <p>3. _____</p> <p>4. _____</p> <p>5. _____</p> <p>Total <input type="text"/></p>
 <p>A B C D</p> <p>Patellar Width (w) _____</p> <p>Patellar Tilt (α) _____</p> <p>Patellar Tilt P.O. (γ) _____</p> <p>Patellar Thickness (T) _____</p> <p>Prosthesis-Bone Angle (β) _____</p> <p>Patellar Displacement Medial (d) _____</p> <p>Patellar Displacement Lateral (d) _____</p>			

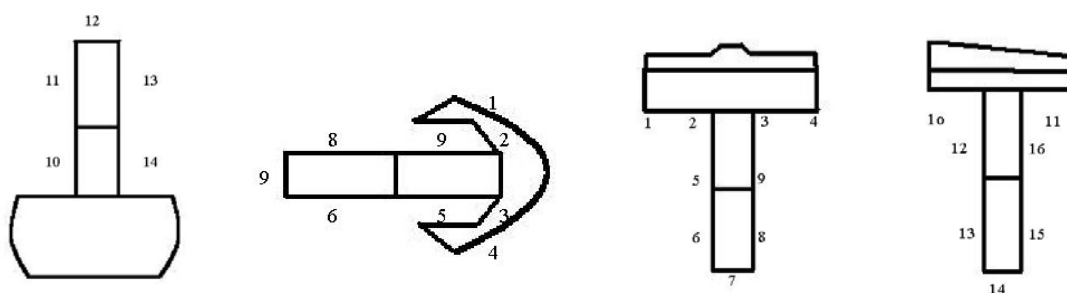
El cálculo del índice para cada uno de los componentes se realiza mediante la suma de las imágenes de radiolucencia u osteolisis alrededor de los implantes en milímetros de cada una de las áreas. Si el sumatorio es igual o menor a cuatro y no es progresivo se considera el implante estable. Si la cifra está entre el 5 y el 9 debe seguirse evolutivamente el caso para detectar la progresión. Si por el contrario la cifra es igual o mayor a 10, el fallo es posible, independientemente de la exploración clínica del paciente ⁹⁷.

Respecto a estos índices han surgido voces críticas respecto a su aplicación en los estudios radiológicos de las artroplastias de revisión, ya que no prestan especial atención a la zona de los vástagos diafisarios, fundamental para la estabilidad de estos sistemas,; y no realiza ninguna mención a la proyección AP del fémur, oculta en las prótesis primarias por el implante condilar metálico pero con gran información en las prótesis autorizadas con vástagos.

Para intentar solucionar estos inconvenientes, Fehring et al. publicó un nuevo índice basado en este previo, que divide al implante en zonas específicas que nos permite estudiar el vástago: el fémur se divide en 14 zonas y la tibia en 16 ⁹⁸.

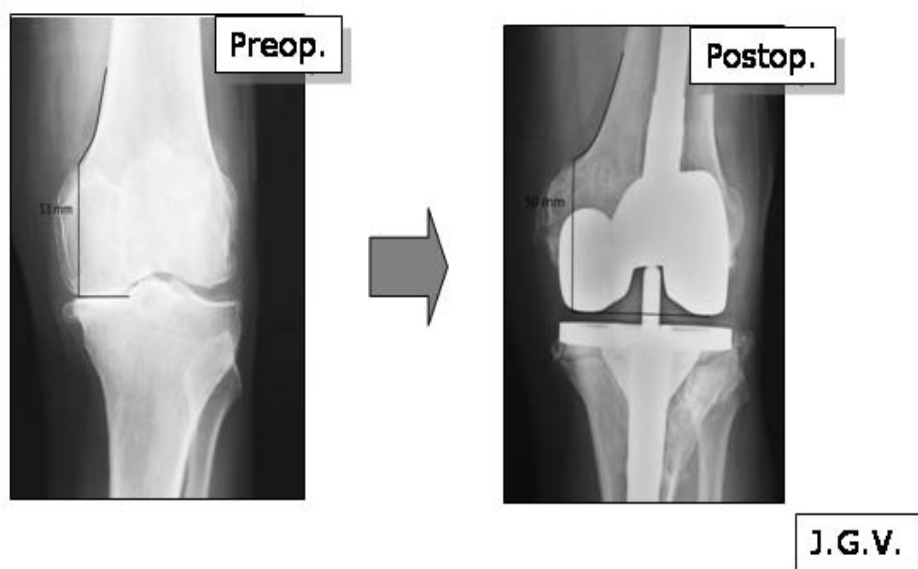
Las líneas de radiolucencia se miden en milímetros en cada porción y se suman según el implante. En el fémur se considera un implante estable si posee 8 o menos milímetros totales, necesita seguimiento de 9 a 19 y se considera aflojado si aparecen 20 o más. Respecto a la tibia los puntos de corte son menos o igual a 9, de 10-22 se deberá estudiar y 23 o más se considerará aflojado. (Ilustración 8).

Ilustración 8. Puntuación modificada de la Sociedad Americana de la Rodilla. (J.G.V)



Como se ha comentado en apartados anteriores la restauración de la línea articular primitiva de la articulación es uno de los factores más importantes a tener en cuenta a la hora de la implantación de un recambio protésico. Hofmann et al.⁹⁹ diseñaron un sistema sencillo de medición en las radiografías simples de rodilla. En primer lugar es necesario realizar una línea paralela a la porción distal de los cóndilos femorales (o la porción más distal del componente femoral en el caso del estudio postoperatorio) en la radiografía anteroposterior de la rodilla. Seguidamente se realiza la perpendicular a esta línea tomando como referencia el tubérculo del aductor en el punto donde la pendiente varía de convexidad (*Slope*). Si en la rodilla afectada resultaba imposible medir la línea articular debido a la afectación de la articulación en la radiografía inicial, se debe emplear para la medición la rodilla contralateral. De esta manera se obtienen las medidas pre y postoperatorias de la línea de la articulación. Los posibles errores de magnificación radiológicos deben ser corregidos empleando las dimensiones conocidas de los implantes. (Ilustración 9)

Ilustración 9. Medición de la altura de la línea articular.



Medidas Subjetivas.

Escalas Clínicas y Escalas de Salud.

Una cantidad considerable de investigaciones llevadas a cabo durante la última década ha demostrado que los informes de los pacientes pueden ser fiables, válidos y sensibles a los cambios clínicos. Los más extendidos para el estudio del recambio de rodilla son el Short Form Health Survey 36 (SF-36), el Western Ontario and McMaster's Universities Osteoarthritis Index (WOMAC) y el sistema de clasificación de la Sociedad Americana de la Rodilla (KSS)¹⁰⁰.

Sistema de clasificación de la Sociedad Americana de la Rodilla (KSS)

Desde que se publicó en 1989, el sistema de clasificación de la Sociedad Americana de la Rodilla (KSS) ha sido ampliamente aceptada como una medida clínica en pacientes sometidos a artroplastia total de rodilla¹⁰¹.

La utilización de un doble sistema de calificación, por un lado la articulación y por otro la función, es un método muy efectivo para resolver el problema que surge cuando el deterioro del estado de salud de un paciente influye en su estado funcional, mientras que el estado de la rodilla después de la cirugía sigue siendo excelente.

Cuando estas indicaciones son correctas, el curso cronológico de la rodilla se separa y las puntuaciones funcionales serían diferentes a medida que el paciente envejece. También hay necesidad de definir la influencia de diferentes variables como las postuladas por la dolencia médica, edad y artritis múltiple en la puntuación de función y puntuaciones de rodilla.

Estructura

Sistema diseñado por la Sociedad Americana para la Evaluación de la Cirugía Protésica de la Rodilla:

- A) Unilateral o bilateral (prótesis de rodilla opuesta realizada con éxito).
- B) Unilateral, la otra rodilla sintomática.
- C) Artrosis múltiple o enfermedad médica.

Articulación

Dolor.	
Ninguno	50
Leve u ocasional	45
Escaleras sólo	35
Caminar y escaleras	30
Moderado Ocasional	20
Continuo	10
Grave	0

Grado de Movilidad.	
5° igual = 1 punto	25

Estabilidad	
Anteroposterior	
> 5 mm	10
5-10 mm	5
>10 mm	0

Medio-lateral	
> 5°	15
6-9°	10
10-14°	5
>15°	0

Deducciones.	
Contractura en flexión.	
5 -10°	2
11-15°	5
16-20°	10
>20°	15

Déficit de extensión.

<10°	5
11-20°	10
>21°	15

Alineación

5 -10°	0
0-4° cada grado	3
11-15° cada grado	3

Función

Caminar

Sin límite	50
>10 manzanas	40
5-10 manzanas	30
<5 manzanas	20
Recluido en casa	10
Incapaz	0

Escaleras

Subir y bajar	50
Subir, pasamanos bajar	40
Pasamanos subir, bajar	30
Pasamanos subir, imposible bajar	15
Incapaz	0

Deducciones

Un bastón	5
Dos bastones	10
Andador	20

Para una mejor comprensión de los resultados si estos se agrupan de 85 a 100 se considerarán excelentes, de 70 a 84 buenos, de 60 a 69 regulares y menos de 60 malos ¹²⁷.

Índice Osteoartítico de Mc Master y de Western Ontario (WOMAC).

El cuestionario WOMAC es un instrumento específico para la artrosis creado por Bellamy y Buchanan ¹⁰². Es una autoevaluación específica de para los pacientes con artrosis de rodilla y cadera, compuesto por 24 temas en tres dimensiones: dolor, función y rigidez.

Se desarrolló para poder disponer de un instrumento de medida estándar y válido internacionalmente para evaluar los resultados en los ensayos clínicos de tratamientos de la artrosis de rodilla y cadera preferentemente. El WOMAC se diseñó a partir de una revisión de la literatura sobre las medidas clínicas incluidas en los ensayos clínicos en pacientes con artrosis. Se seleccionaron tres conceptos importantes para el paciente e independientes del observador (personal sanitario o paciente). Estas variables se refirieron a rodilla y cadera, ya que la artrosis afecta principalmente a estas dos articulaciones y la mayoría de los ensayos clínicos revisados se centraban en esas dos articulaciones. Posteriormente se publicó una validación para los pacientes tratados mediante artroplastia articular. ¹⁰³

Estructura

La puntuación de osteoartritis WOMAC es específica de enfermedad, desarrollada para pacientes con artrosis de rodilla. Se obtiene a partir de un cuestionario que emplea una escala visual analógica para la evaluación del dolor (6 preguntas), rigidez (2 preguntas) y función física (17 preguntas). La mejor puntuación para cada ítem es 0, utilizando una escala visual analógica de 10 centímetros. Es una escala multidimensional. Contiene 24 ítems que cubren tres dimensiones: 5 ítems sobre dolor, 2 sobre rigidez y 17 sobre capacidad funcional en general, siempre refiriéndose a la rodilla. Existen dos versiones que sólo se diferencian en el tipo de respuesta. Una es con respuestas en escala visual analógica horizontal (WOMAC VA 3.0) de 10 centímetros que va de «ningún

dolor, ninguna rigidez y ninguna dificultad» a «máximo dolor, máxima rigidez y máxima dificultad», según la dimensión.

La otra versión incluye cinco categorías de respuesta tipo Likert (WOMAC LK 3.0) que representan diferente intensidad («ninguno, poco, bastante, mucho, muchísimo»). Respecto a la referencia temporal, en la versión VA se pregunta respecto a las 48 horas previas, y en la versión LK en la dimensión de dolor se pregunta «si últimamente...». En las dimensiones de rigidez y capacidad funcional se pregunta «si actualmente...». La versión española sigue este último modelo.

Los autores de la versión original realizaron un estudio sobre cómo influía la referencia temporal en las respuestas y hallaron que no había dependencia entre las respuestas de los pacientes y el marco temporal a que se hacía referencia siempre que fuera entre las 24 horas y los 14 días.

Respecto a la puntuación, en la versión LK 3.0 el recorrido de la respuesta de cada ítem va de 0 hasta 4 puntos. Para obtener la puntuación de cada dimensión se suman las puntuaciones de los ítems correspondientes. Para la versión VA 3.0 se utiliza la regla y se calcula la distancia en milímetros desde el extremo de la izquierda hasta el punto marcado por el paciente. De la misma manera, la puntuación para cada dimensión se obtiene sumando los valores asignados a cada ítem.

La gran difusión del índice WOMAC se debe a diversos factores. Existe una amplia participación del paciente en el desarrollo del temario. Éste es quizás el más importante, ya que es un enfoque que reduce el potencial de influencia del facultativo sobre las respuestas del paciente. Para ello se ha realizado numerosos estudios de evaluación de validez, reproductibilidad y capacidad de respuesta. Se ha traducido de manera formal a múltiples idiomas, lo que favorece el intercambio de información científica¹⁰⁴.

Se ha desarrollado una versión reducida del WOMAC, que consta de siete artículos principales. Es un cuestionario breve y sencillo que favorece el cumplimiento de las preguntas, demostrando que es un cuestionario práctico, válido, fiable y con capacidad de respuesta alternativa a la escala íntegra WOMAC para la evaluación del recambio protésico¹⁰⁵, sin embargo, no ha sido validado

en una gama más amplia de pacientes con artrosis sometidos a tratamiento conservador.

Respecto a su uso en pacientes intervenidos mediante cirugía el índice WOMAC parece más sensible a los beneficios que las puntuaciones del SF-36¹⁰⁶.

Encuesta WOMAC: Apéndice 2.

Examen de Salud SF-36 Forma Corta. (Short Form 36. Health Survey).

El SF-36 es un cuestionario multirespuesta de 36 preguntas creado por John E. Ware y la Rand Corporation de Santa Mónica. Se intenta dar una dimensión de salud general y bienestar a los resultados mediante una interpretación psicométrica de las variables sobre salud física y mental. En consecuencia, el SF-36 ha demostrado ser útil en los estudios de carácter general y poblaciones específicas para diferenciar los beneficios de salud producidos por una amplia gama de tratamientos diferentes.

Los 36 ítems pertenecientes a la forma breve del cuestionario resultado de estudios médicos (SF-36) fueron diseñados como un indicador genérico de estado de salud tanto para el uso en estudios de población como para estudios evaluativos de política sanitaria. Se considera que una medida genérica debería cubrir conceptos tanto físicos como mentales, además de medir cada concepto según varias vías contrastadas. Estas vías incluyen funcionamiento conductual, bienestar percibido, discapacidad física y de rol, y evaluación personal de salud en general. Las medidas de funcionamiento comportamental y limitaciones de rol incluyen preguntas acerca del trabajo, cuidado personal, movilidad, etc. El bienestar percibido es subjetivo y no puede ser completamente inferido a partir del análisis de la conducta; es por esto que el SF-36 incluye preguntas acerca del estado de los sentimientos. Las preguntas en la evaluación global de salud proporcionan un indicador resumen y capturan el impacto de problemas de salud no directamente incluidos en otras cuestiones¹⁰⁷.

Estructura

El SF-36 es un indicador genérico de salud, nacido de una criba de los 245 ítems pertenecientes al cuestionario de estudios médicos de resultados del Rand (Medical Outcomes Study: MOS) ¹⁰⁸. El SF-36 incluye escalas multi-ítem para medir ocho dimensiones, las 4 primeras es el área física y las 4 últimas la mental:

- Función física (diez ítems en la pregunta 3). **SF36-1.**
- Limitaciones de rol debido a problemas de salud físicos (cuatro ítems en la pregunta 4). **SF36-2.**
- Dolor corporal (preguntas 7 y 8). **SF36-3.**
- Percepciones de salud general (cinco ítems: preguntas 1 y 11 a-d). **SF36-4.**
- Vitalidad, energía o fatiga (cuatro ítems: preguntas 9 a, e, g, i). **SF36-5**
- Función social (preguntas 6 y 10). **SF36-6**
- Limitaciones de rol debido a problemas emocionales (preguntas 5 a, b y c). **SF36-7**
- Salud mental general, incluyendo malestar psicológico y bienestar (cinco ítems: preguntas 9 b, c, d, f y h). **SF36-8**

En la versión española 1.4 de Jordi Alonso se numeran todas las preguntas del 1 al 36.

El SF-36 está diseñado para ser autoadministrado, administrado por teléfono o administrado durante una entrevista cara a cara con encuestados de 14 o más años de edad. Las preguntas requieren entre 5 y 10 minutos para ser contestadas; los ancianos necesitan por encima de 15 minutos.

La autoadministración parece aceptable y fiable para la mayoría de los pacientes. La proporción de respuestas no contestadas por término medio es del 3,9% en los 36 ítems, obteniéndose este porcentaje a partir de un estudio en personas con alteraciones crónicas. En cuanto a la puntuación, se debe redefinir las respuestas de cada cuestión en una puntuación de 0 a 100, orientada de tal manera que los valores altos representan estados más favorables.

Las preguntas con escalas de respuesta de tres categorías se codifican 0, 50 ó 100. Las respuestas de cuatro categorías se codifican en intervalos de 25, asegurando otra vez que las altas puntuaciones representan mejor salud. Las escalas de 5 puntos (por ejemplo, cuestión 7) se codifican en intervalos de 20. Las puntuaciones para los ítems en las mismas dimensiones de salud se calculan para crear la escala de ocho puntuaciones con intervalo entre 0 y 100. Los ítems que no se hayan respondido se ignoran al calcular la puntuación de las escalas.

Después, las puntuaciones para los ítems en cada escala son sumadas para dar puntuaciones de escala. Finalmente, éstas son transformadas linealmente a una escala desde 0 hasta 100.

Aunque ya hemos dicho que el cuestionario SF-36 puede ser cumplimentado en un período de tiempo que oscila entre 5 y 10 minutos, en determinados contextos puede resultar ser demasiado tiempo para las personas que deben responderlo. Este hecho llevó al desarrollo de una versión reducida, el cuestionario de salud SF-12. Esta prueba está formada por un subconjunto de 12 ítems del SF-36 obtenidos a partir de regresión múltiple.

Se ha descrito una variante de condición específica del SF-36 para el uso en pacientes que han sufrido una operación de sustitución de rodilla; a los pacientes se les pregunta para que informen solamente acerca de limitaciones en el funcionamiento debido a sus condiciones de rodilla¹⁰⁹.

La experiencia hasta la fecha con el SF-36 se ha documentado en casi 6000 publicaciones y ha sido traducido a más de 50 idiomas¹¹⁰.

La utilidad del SF-36 radica en la estimación de la carga de enfermedad y la comparación específica de la enfermedad en grupos poblacionales.

Encuesta SF-36: Apéndice 3.

En conclusión, el uso de estos índices en la artroplastia total de rodilla se ha puesto de relieve en la literatura ortopédica en los últimos diez años. Se ha encontrado una amplia correlación en los resultados del WOMAC, SF-36 y el KSS.

El WOMAC y el SF-36 tienen una alta consistencia interna y son más sensibles las medidas de los resultados de la artroplastia total de rodilla. Sin embargo el KSS es más morfológico y estructural, relacionándose con los resultados de los estudios de imagen¹⁰⁰.

HIPÓTESIS Y OBJETIVOS.

La hipótesis de este estudio se basa en la demostración de que la técnica quirúrgica utilizada, el estudio clínico y el estudio radiológico son un predictor viable de la supervivencia de la artroplastia de revisión de rodilla. Además de demostrar que influyen en la calidad de vida de los pacientes.

Por ello, el propósito de la tesis doctoral fue la revisión de los resultados en la artroplastia de revisión de rodilla, tanto en su vertiente clínica como morfológica. Para la toma de perspectiva del problema y su completa valoración se hizo necesaria la comparación directa estadística con un grupo control de artroplastias primarias de rodilla.

Como hipótesis nula se enunciaron cuatro principales (H_0):

- Que no hay relación entre la técnica quirúrgica y la exploración clínico-radiológica con respecto a las escalas de valoración clínica y del estado de salud (KSS, WOMAC y SF-36). No hay diferencias respecto a la fijación del implante.
- Que no hay dependencia entre las características de la cirugía y las características del paciente respecto a la supervivencia de la prótesis de revisión.
- Que la exploración clínica y el estudio radiológico no puede predecir la supervivencia del implante.
- Que no existe diferencias entre las escalas de valoración clínica y del estado de salud entre las artroplastias primarias y la artroplastia de revisión de rodilla.

Estas hipótesis nulas generaron las siguientes alternativas (H_1):

- Que hay una relación entre la técnica quirúrgica y las medidas clínico-radiológicas con respecto a las escalas de valoración clínica y del estado de salud (KSS, WOMAC y SF-36).
- Que la supervivencia de la prótesis de revisión depende del tipo de implante, de las características de la cirugía y de las características del paciente.
- Que la exploración clínica y el estudio radiológico son predictores viables de la supervivencia del implante.

- Que existen diferencias entre las escalas de valoración clínica y del estado de salud entre las artroplastias primarias y la artroplastia de revisión de rodilla.

Objetivos Generales:

- Conocer la supervivencia de la artroplastia de revisión y los factores que influyen en ella.
- Conocer los resultados de la cirugía de recambio mediante el uso de pruebas objetivas de imagen y encuestas clínicas, valorando las interacciones entre ambas y su grado de relación y dependencia.
- El estudio de los posibles factores de fracaso de la artroplastia de revisión.
- Dilucidar los puntos comunes y las diferencias en los resultados clínicos entre la artroplastia primaria y el recambio protésico.

Objetivos Específicos:

- Estudiar de manera particular de las pruebas de imagen y su relación con el diagnóstico del fallo protésico.
- Validar las encuestas clínicas como predictoras del estado de la artroplastia y su relación con las pruebas de imagen.
- Valorar los resultados según el sistema de fijación de los componentes.
- Estudiar las encuestas clínicas en la artroplastia primaria de rodilla y su relación con la artroplastia de recambio.

Material.

Diseño.

Se ha realizado un estudio observacional retrospectivo con componentes analíticos y grupo de control.

Se seleccionó un grupo de casos correspondientes a las artroplastias de revisión y un grupo control formado por artroplastias primarias.

La elección de este tipo de estudio se debe a una necesidad estadística, ya que la elección de una prótesis de revisión como tratamiento del fracaso de la artroplastia no responde a una opción terapéutica, sino a una necesidad quirúrgica, y es el único medio aceptado para su tratamiento.

Descripción de la población a estudio del grupo de casos (Artroplastias de revisión).

Para la obtención de la población para el estudio se utilizó la base de datos del Servicio de Traumatología del Hospital Clínico Universitario "Lozano Blesa". En ella se seleccionaron los pacientes intervenidos mediante la prótesis de recambio cementada Natural Knee II (Centerpulse® Warsaw, IN) y la prótesis de recambio de fijación híbrida P.F.C. TC-3 Sigma (DePuy® Raynham, MA). Se recopilieron 97 casos.

Como criterios de inclusión en el grupo de recambios se definieron los siguientes:

- Pacientes intervenidos desde Enero de 1993 a Diciembre de 2008 en nuestro servicio por fracaso protésico primario
- Hombres y Mujeres mayores de edad.
- Todos los casos se debieron a fracasos asépticos.
- Sujetos capaces de entender el objetivo del estudio y de rellenar las encuestas de valoración clínica.

- Pacientes que acuden a las revisiones en nuestras consultas y pertenecen a nuestra área de influencia hospitalaria.

Criterios de exclusión en el grupo de recambios:

- Movilización séptica del implante previo.
- Pacientes con cirugía de recambio previa en esa rodilla en cualquiera de sus modalidades.
- Pérdida del paciente en su seguimiento.
- Desconocimiento o incapacidad para la realización de las pruebas y escalas de valoración.
- Negación expresa del consentimiento para la realización del estudio.

Siguiendo estos criterios se realizó un grupo de 67 pacientes de los cuales 29 eran pacientes a los que se les colocó una artroplastia cementada y al resto, 38, se les realizó una artroplastia de fijación híbrida. La elección del tipo de implante fue según las preferencias del cirujano.

Sexo y Edad:

De los 67 pacientes estudiados la distribución de sexos no es equilibrada, siendo la proporción de mujeres mayor. La media de edad de los pacientes resultó 78 años (R 67-90). Se distribuyó según la normal.

Sexo

		Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje válido	Porcentaje acumulado
Válidos	H	6	9,0	9,0	9,0
	M	61	91,0	91,0	100,0
	Total	67	100,0	100,0	

Edad

	Máximo	Mínimo	Media	Mediana	Moda	Rango	Desviación típ.	Error típico de la media
Edad	90,00	67,00	78,96	79,00	75,00	23,00	4,43	,54

Peso, Talla e IMC:

El peso, la talla y en índice de masa corporal seguían una distribución normal, teniendo relación entre ellas. Todos los pacientes se encontraban con sobrepeso u obesidad. La media del peso fue de 75,45 Kg (R 55-110), talla 155,6 cm (R 132-180) y el IMC de 31,17 (R 25,30-42,34).

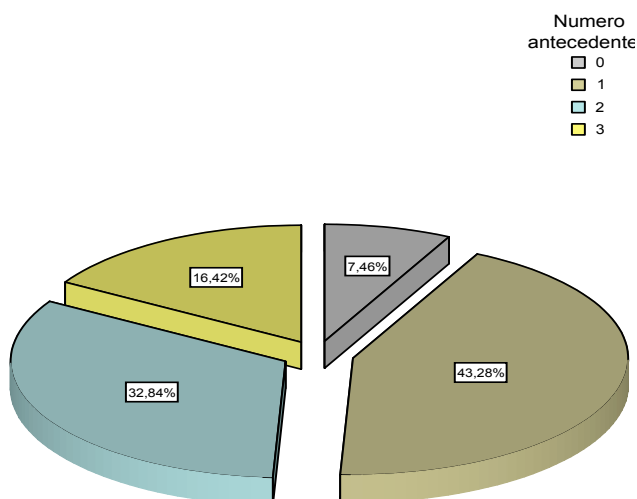
Peso, Talla e IMC.

	Máximo	Mínimo	Media	Mediana	Moda	Rango	Desviación típ.	Error típico de la media
Peso	110,00	55,00	75,45	75,00	75,00	55,00	12,34	1,51
Talla	180,00	132,00	155,67	155,00	159,00	48,00	9,14	1,12
IMC	42,34	25,30	31,17	30,00	26,90	17,04	4,10	,50

Antecedentes:

Número de diagnósticos asociados. El grupo más frecuente fue el formado por pacientes de un solo diagnóstico asociado (43,28%), siendo el diagnóstico más frecuente el de enfermedad cardiovascular (37,56%).

Gráfico 1: Sectores que representan el porcentaje de antecedentes.



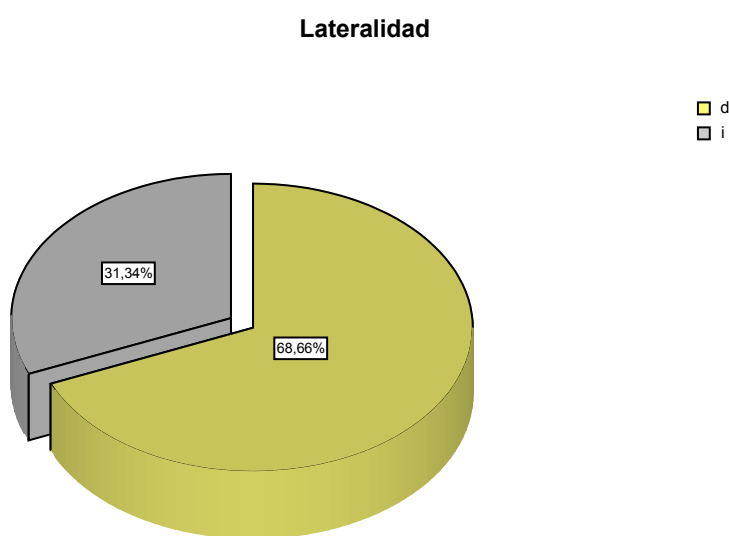
Riesgo quirúrgico:

La clasificación ASA más frecuente fue la del grupo II. Formados por el 47% de los pacientes, seguido por el grupo III con el 27%, el I con el 22% y el IV con el 4%.

Lateralidad:

La rodilla que se intervino más frecuentemente fue la rodilla derecha. (69%)

Gráfico 2: Sectores que representan el porcentaje de lateralidad.



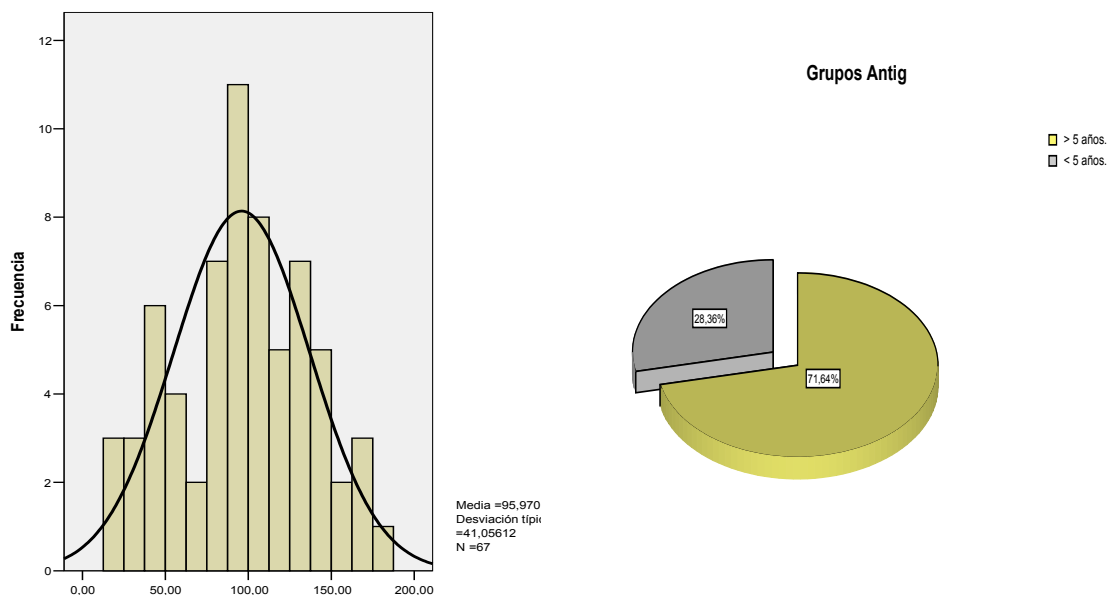
Causa del aflojamiento:

En los criterios de exclusión se rechazaron los aflojamientos sépticos. Por lo que el 100% de los casos fueron aflojamientos asépticos.

Antigüedad:

Antigüedad de la prótesis primaria hasta el recambio seguía la distribución normal con una media de 95 meses. El 28,4% de los casos tenían una antigüedad menor de cinco años y el 72,6% igual o más de 5 años.

Gráfico 3 y 4: Distribución normal de la antigüedad y sectores que representan el porcentaje de antecedentes.



Defectos Óseos:

Los defectos óseos se agruparon principalmente en el tipo 2 en la tibia (67,2%) y el tipo 1 en el fémur (53,7%).

Anderson Tibia

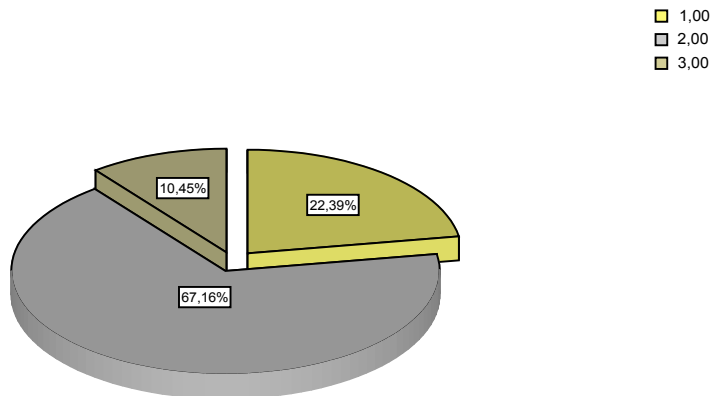
		Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje válido	Porcentaje acumulado
Válidos	1,00	15	22,4	22,4	22,4
	2,00	45	67,2	67,2	89,6
	3,00	7	10,4	10,4	100,0
	Total	67	100,0	100,0	

Anderson Femur

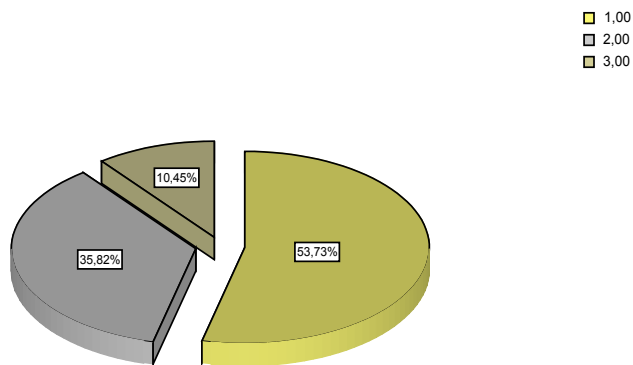
		Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje válido	Porcentaje acumulado
Válidos	1,00	36	53,7	53,7	53,7
	2,00	24	35,8	35,8	89,6
	3,00	7	10,4	10,4	100,0
	Total	67	100,0	100,0	

Gráfico 5 y 6: Sectores que representan el porcentaje de grupos tipo Anderson.

Anderson Tibia



Anderson Femur



Vía de abordaje:

La vía de abordaje practicada en todos los casos fue la parapatelar medial. Pero en 38 pacientes (56%) se debió ampliar el abordaje con una alerotomía lateral. En 6 se realizó una desinserción reglada de la tuberosidad tibial anterior y en 3 casos se combinó una alerotomía lateral con incisión oblicua sobre tendón cuadricepsital (*vinsall+*).

Abordaje

	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje válido	Porcentaje acumulado
Válidos aleron	38	56,7	56,7	56,7
n	16	23,9	23,9	80,6
tta	6	9,0	9,0	89,6
vinsall	4	6,0	6,0	95,5
vinsall+	3	4,5	4,5	100,0
Total	67	100,0	100,0	

Tiempo quirúrgico:

	Máximo	Mínimo	Media	Mediana	Rango	Desviación típ.
Tiempo Quirúrgico	230,00	108,00	143,67	140,00	122,00	23,49

Hemorragia intraoperatoria:

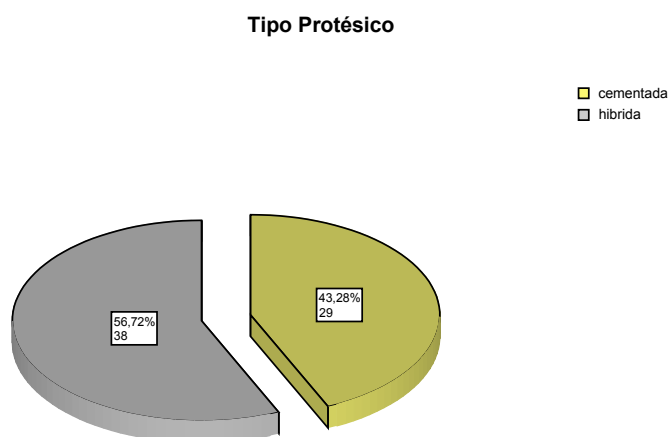
La medida de la hemorragia intraoperatoria depende de varios factores que no se han tenido en cuenta en este estudio, como es la presencia o no de manguito de isquemia y cuantificación de hemorragia fuera del circuito de aspiración. Por lo que la recogida de datos podría estar sesgada.

	Máximo	Mínimo	Media	Mediana	Rango	Desviación típ.
Hemorragia	900,00	30,00	296,27	300,00	870,00	202,30

Tipo de fijación de implantes:

Ésta es una de las variables pivotantes más importantes a la hora de la estadística inferencial. El tipo cementado supuso el 43,28% de la muestra y el no cementado el 56,72%.

Gráfico 7: Sectores que representan el porcentaje de tipo de fijación.



Grosor del polietileno:

El grosor de polietileno más utilizado fue el de 10 mm (19.4 %). Entre las longitudes de 9 a 13 mm se concentran más del 55 % de los casos. (Rango de 9 a 22 mm)

Tamaño del implante, patela, longitud y diámetro del vástago:

El tamaño de los implantes varía según el modelo de prótesis (cementado e híbrido).

En las artroplastias cementadas el vástago en fémur más utilizado ha sido el de 125 mm (80%), con 10,5 mm de diámetro. En la tibia el más utilizado fue el de 60 mm.

En el grupo de fijación híbrida el diámetro del componente femoral más utilizado fue de 14 mm y la longitud de 125mm, en la tibia fue de 12 y 115 mm respectivamente.

La patela no se revisó en ningún caso, conservando la previa en 37 pacientes y colocando un implante nuevo en 7.

Relleno de defectos óseos:

El relleno de los defectos óseos se realizó con cemento, injertos y aumentos metálicos. El relleno de los defectos óseos con cemento no se ha cuantificado, ya que al ser defectos de pequeña cuantía con la técnica de cementado de los dos tipos de sistemas protésicos se ha solventado el problema.

Injertos

		Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje válido	Porcentaje acumulado
Válidos	no	49	73,1	73,1	73,1
	si	18	26,9	26,9	100,0
	Total	67	100,0	100,0	

Aumentos

		Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje válido	Porcentaje acumulado
Válidos	n	25	37,3	37,3	37,3
	f	12	17,9	17,9	55,2
	t	26	38,8	38,8	94,0
	t+f	4	6,0	6,0	100,0
	Total	67	100,0	100,0	

Nota. "n": Ningún tipo de aumento. "f": Aumento femoral. "t": Aumento tibial. "t+f": Aumento tibial y femoral.

Caminar:

Caminaron la mayoría de los pacientes al tercer o cuarto día, excepto tres casos. Uno por fisura unicortical en la diáfisis femoral, un caso de luxación protésica por inestabilidad y otro por problemas médicos.

Días de ingreso:

	Máximo	Mínimo	Media	Mediana	Rango	Desviación típ.
Hospitalización	85,00	7,00	17,06	14,00	78,00	13,79

Complicaciones postoperatorias:

Como complicaciones precoces hay que reseñar un caso de dehiscencia de sutura, un caso de necrosis de la cobertura epidérmica, una rotura del tendón rotuliano a los seis meses de la intervención, una fisura intracortical femoral operatoria que se solucionó con tratamiento conservador y un caso de luxación protésica por inestabilidad en el postoperatorio inmediato.

Como complicaciones tardías se evidenciaron 3 infecciones profundas, una fractura periprotésica femoral que se solucionó mediante osteosíntesis, una fatiga de material y una inestabilidad crónica.

Fracaso del implante:

Se han cuantificado como fracasadas 6 artroplastias. Tres por infección tardía, un caso de rotura del vástago femoral por fatiga a los seis años de evolución en una prótesis cementada y dos por inestabilidad.

El “recambio del recambio” se realizó mediante el sistema constreñido S-ROM Noyles (Johnson&Johnson®) en 5 casos y en un caso se rescató la artroplastia de revisión ya conocida Natural Knee con el sistema también conocido híbrido PFC TC-3.

Tiempo de seguimiento:

La media de seguimiento de las artroplastias de revisión fue de 7 años (R 2-15). Siendo la desviación típica de 3 años.

	Máximo	Mínimo	Media	Mediana	Desviación típ.	Rango
Años de Seguimiento	15,00	2,00	7,07	7,00	3,00	13,00

Descripción de la población a estudio del grupo control (Artroplastias primarias).

Para la realización de un grupo control de artroplastias primarias se localizó un caso por cada uno de los de la población de pacientes recambiados.

Criterios de inclusión del grupo de artroplastias primarias:

- Hombres y mujeres mayores de edad.
- Portadores de artroplastia primaria de rodilla uni o bilateral.
- Intervenido en el plazo de dos semanas respecto a la fecha de intervención de cada caso del grupo de revisión.
- Pacientes con prótesis primarias viables que no se encuentran en estudio por fracaso de la misma o en lista de espera por cualquier problema derivado de la artroplastia.
- Aceptación para la realización del estudio.

Siguiendo estos criterios el grupo control fue de 54 pacientes.

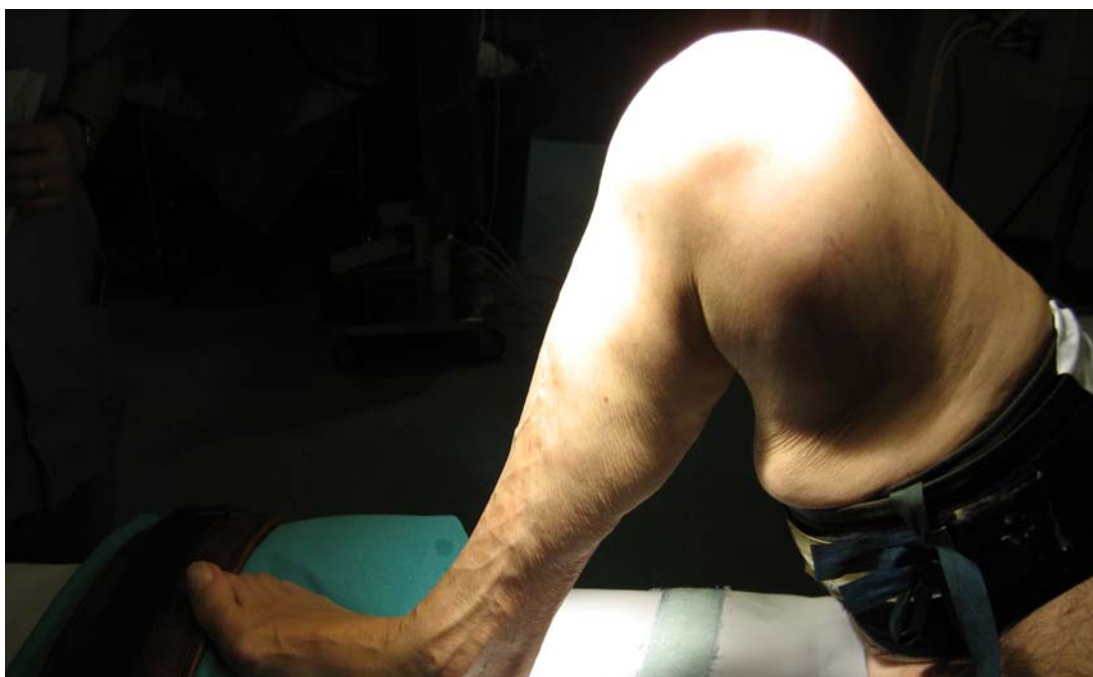
La media de edad de estos pacientes era de 74,8 años (R- 65-83) y el tiempo de seguimiento fue de 7,5 años (R- 3-10)

Detalles quirúrgicos.

Todos los pacientes del grupo de recambio fueron intervenidos por el mismo cirujano en un quirófano de presión positiva no laminar. Como preparación preanestésica se procedió al rasurado y lavado de la zona operatoria, a la administración de Enoxaparina según peso 12 horas previa a la cirugía y a la infusión intravenosa de 1 gramo de cefazolina (500 mg de clindamicina fosfato en caso de alergia medicamentosa) 30 minutos antes de la cirugía.

La intervención se realizaba en la mesa de quirófano en posición decúbito supino con un dispositivo para mantener la rodilla en flexión en caso de ser necesario. **(Ilustración 10)**

Ilustración 10. Colocación preoperatoria.

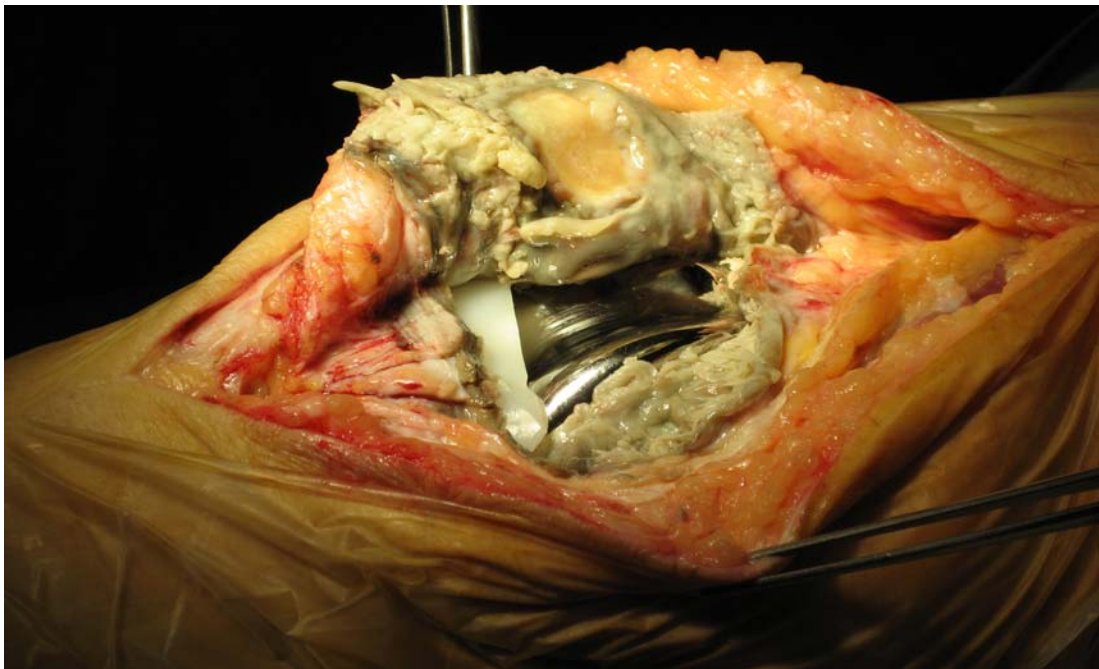


Tras la aplicación de solución yodada y la colocación de campo estéril se procedía a la activación de un manguito de presión en la raíz del miembro a intervenir para mantener la isquemia del miembro tras su exanguinación.

La vía de abordaje se realizará según las necesidades de cada caso y las particularidades de la cirugía previa, siendo la más común la parapatelar interna. En algunos casos será necesaria la apertura del alerón externo, la sección del

tendón cuadrícipital, incluso la osteotomía de la tuberosidad tibial anterior para el acceso a la articulación. (Ilustración 11)

Ilustración 11. Exposición de la prótesis movilizada.



Posteriormente se procederá a la extracción de la prótesis primaria y a la limpieza del tejido reactivo, cemento y metalosis sinovial.

Una vez preparado el campo se deben estudiar los defectos óseos in situ y el balance de partes blandas, ya conocidos previamente en el estudio preoperatorio, y al relleno o refuerzo de los mismos mediante aumentos, cemento, auto o aloinjertos descrito en capítulos anteriores. (

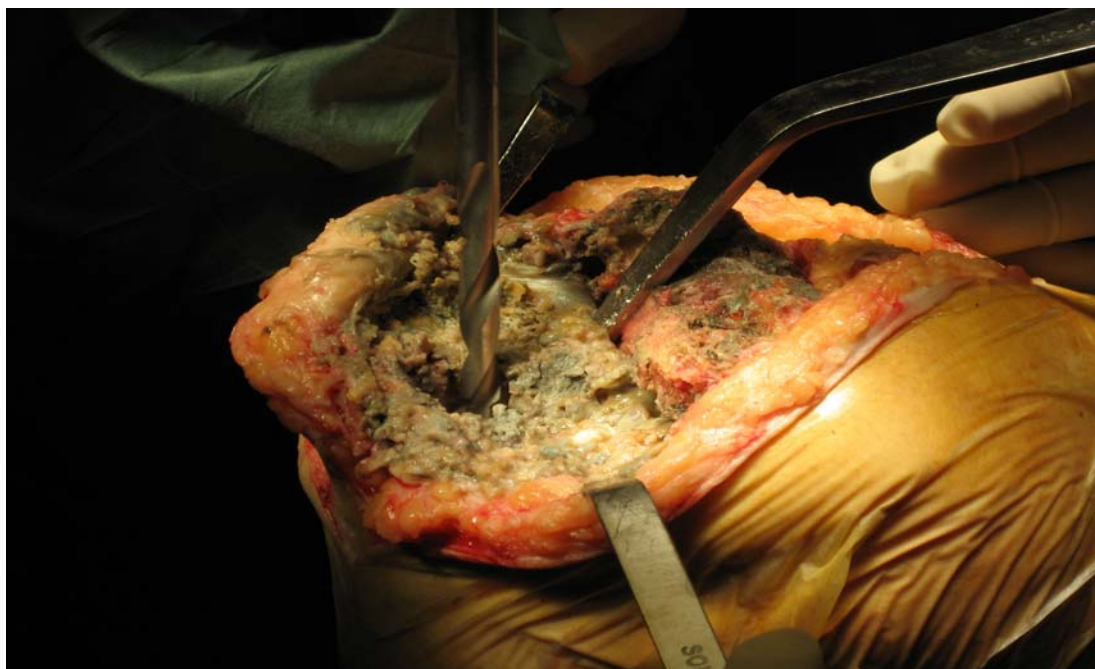
Ilustración 12)

Una vez preparados los canales femorales y tibiales, se procede a la medida de los vástagos intramedulares con los implantes de prueba. Además de la medición de la línea articular anatómica y el cálculo del grosor del polietileno. (Ilustración 13)

Ilustración 12. Retirada de material y limpieza articular.



Ilustración 13. Preparación del canal tibial.



Para su fijación se han utilizado dos sistemas, el cementado total de la prótesis en superficie y en la región intramedular, y el cementado en superficie y en región metafisaria, fijando los vástagos de manera impactada dentro del canal.

(Ilustración 14)

Ilustración 14. Sistema híbrido PFC TC3 y sistema NK de revisión.



Debemos estudiar el estado de la patela y plantear, en caso de que posea una prótesis previa, el mantenimiento o retirada del implante.

Después de comprobar la estabilidad del sistema se procederá a la reparación y fijación de las estructuras abatidas para la exposición articular.

Se dejarán dos sistemas de drenaje tipo redón con vacío que serán retirados al segundo o tercer día. El día posterior a la cirugía comienza a realizar ejercicios isométricos y a la movilización activa y pasiva de la articulación. Es valorado por el servicio de rehabilitación y al tercer día se programa la deambulación con carga parcial con bastones ingleses.

Metodo.

Protocolo.

Se ha realizado una tabla de contenidos diseñada para la recolección de datos. Está compuesta de 6 apartados, dónde los cinco primeros se refieren al grupo de las artroplastias de revisión.

- 1- Apartado de datos epidemiológicos, estado de salud previo, datos relacionados con la artroplastia previa, datos operatorios de la cirugía de revisión, exploración clínica previa a cirugía y postcirugía. Movilización.
- 2- Sistema de clasificación de la Sociedad Americana de la Rodilla (KSS) previo a la cirugía y a la revisión postoperatoria.
- 3- Examen de Saud SF-36 Forma Corta postoperatorio.
- 4- Índice Osteoartrítico de Mc Master y de Western Ontario (WOMAC) postoperatorio.
- 5- Apartado de pruebas de imagen.
- 6- Escalas clínicas y de salud en las artroplastias primarias del grupo control.

Apartado 1.

Variabes epidemiológicas:

- **Sexo:** Hombre o mujer.
- **Edad:** Edad actual en años.
- **Peso:** Peso en kilogramos.
- **Altura:** Talla en metros.
- **IMC:** Índice de masa corporal de Quetelet. Resultante de dividir el peso en kilogramos entre el cuadrado de la altura en metros.(I.O.T.F 1998)

Variabes de estado de salud previo:

- **Antecedentes:** Número de diagnósticos asociados. Se tomaron como factores generales de riesgo la diadetes, neuropatía, hepatopatía, enfermedad cardiovascular, enfermedad de perfusión y neuropatía.

- **Riesgo quirúrgico:** Según la clasificación A.S.A. La Sociedad Americana de Anestesiología propuso en 1965 una clasificación ordinal ascendente según el riesgo anestésico. Tipo I, paciente sano, al Tipo V, paciente moribundo.

Variables relacionadas con la artroplastia previa:

- **Lateralidad:** Izquierda o derecha.
- **Causa del aflojamiento:** Aséptico.
- **Antigüedad:** Antigüedad de la prótesis primaria en meses y en años.
- **Defectos Óseos:** Defectos óseos según la clasificación del Instituto Anderson. Grado I,II y III.

Variables de recogida de datos operatorios de la cirugía de revisión:

- **Vía de abordaje:** Variable cualitativa.
- **Tiempo quirúrgico:** Medido en minutos.
- **Hemorragia intraoperatoria:** Cuantificado en centímetros cúbicos.
- **Tipo de fijación de implantes:** Cementado o no cementado.
- **Grosor del polietileno:** Expresado en milímetros.
- **Tamaño del implante:** En orden numérico ascendente.
- **Longitud y diámetro del vástago:** Medido en milímetros.
- **Relleno de defectos óseos:** Aumentos, autoinjerto, aloinjerto triturado o aloinjerto estructural.
- **Caminar:** Día de inicio de la marcha.
- **Días de ingreso.**
- **Complicaciones.**
- **Movilización:** Se consideró el implante movilizado si el paciente se ha sometido a una cirugía de revisión o está en lista de espera para ello.

Variables sobre la exploración clínica previa a la cirugía:

- **Flexión y extensión:** Expresada en grados.
- **Balance articular:** Con el uso de goniómetro.

Variables de la exploración clínica posterior a la cirugía:

- **Flexión y extensión.**
- **Balance articular.**
- **Dolor:** Según la extrapolación de la tabla del KSS.
- **Localización del dolor:** Compartimento medial, compartimento lateral, dolor patelar, dolor localizado en diáfisis.
- **Tiempo de seguimiento:** Antigüedad del implante en años.

Apartado 2:

Sistema de clasificación de la Sociedad Americana de la Rodilla (KSS) previo a la cirugía y a la revisión postoperatoria. **Apéndice 1.**

Apartado 3:

Examen de Saud SF-36 Forma Corta postoperatorio. **Apéndice 2.**

Apartado 4:

Índice Osteoartítico de Mc Master y de Western Ontario (WOMAC) postoperatorio. **Apéndice 3.**

Apartado 5:

Variables de medición de pruebas de imagen:

- Para la valoración radiológica se utilizó la escala modificada de la KSS según Fehring et al. que divide al implante en zonas específicas que nos permite estudiar el vástago: el fémur se divide en 14 zonas y la tibia en 16 (**Ilustración 8**). Las líneas de radiolucencia se miden en milímetros en cada porción y se suman según el implante. En el fémur se considera un implante estable si posee 8 o menos milímetros totales, necesita seguimiento de 9 a 19 y se considera aflojado si aparecen 20 o más. Respecto a la tibia los puntos de corte son menor o igual a 9, de 10-22 se deberá estudiar y 23 o más se considerará aflojado.
- Los índices radiológicos de estabilidad rotuliana estudiados fueron el cociente Insall, la inclinación respecto a la línea anterior condilar, el desplazamiento lateral, el desplazamiento pos-

terior definido como la porción patelar posterior al punto anterior del cóndilo. Los índices de estudio para la estabilidad rotuliana fueron una inclinación menor de 15°, un desplazamiento lateral menor del 30% y menos de 10mm. de desplazamiento posterior¹¹¹ (**Ilustración 5**).

- Se realizó un análisis de la posición de la línea articular comparando radiografías AP. El conjunto de línea se evaluó en relación con una línea trazada en la radiografía desde el tubérculo aductor hasta el borde distal femoral. (**Ilustración 9**) De esta manera se obtuvieron las medidas pre y postoperatorias de la línea de la articulación. Los posibles errores de magnificación radiológicos fueron corregidos empleando las dimensiones conocidas de los implantes. Para el posterior análisis de los datos obtenidos, se dividieron los datos en tres grupos diferentes. Se consideró como un resultado normal aquel en que la línea articular postoperatoria se encontraba entre +4 mm (desplazamiento hacia distal de la línea articular) y - 4 mm (desplazamiento hacia proximal de la línea articular). Este resultado es obtenido a partir de la resta entre la línea preoperatoria y postoperatoria tomando como valor 0 aquel en el cual la distancia se encontraba al mismo nivel de milímetros. Se consideraron en grupos independientes “más de +4 mm” y “más de - 4 mm” aquellos pacientes en los cuales se sobrepasaron estos límites (desplazamiento de la línea articular hacia distal o proximalmente respectivamente).
- Los ángulos de posición de los componentes articulares y el eje anatómico de la articulación se realizaron según el Knee Society Roentgenographic Evaluation and Scoring System. (**Ilustración 7**)
- Se obtuvo una prueba gammagráfica planar trifase con Tc 99 MDP con dosis 20mCi con colimador de alta sensibilidad de 19

pacientes. Se consideraron los implantes por separado, tibial y femoral; y se dividieron los resultados entre “captante y no captante”⁷¹. Los resultados obtenidos se enfrentaron estadísticamente con los datos clínicos, funcionales y radiológicos.

Apartado 6. Grupo control.

- Datos de paciente: Nombre y apellidos, número de historia clínica, edad, sexo.
- Datos de la intervención quirúrgica: Se filiaron el ASA preoperatorio, lado, el tipo de anestesia, tiempo quirúrgico. En el postoperatorio se valoró las complicaciones locales y sistémicas, necesidad de transfusión, inicio de la carga y estancia media postquirúrgica.
- Seguimiento de los resultados: La revisión de los pacientes se realizó con un mínimo de 12 meses respecto a la cirugía. La exploración clínica se definió mediante la KSS¹¹² antes y después de la cirugía y el WOMAC y SF-36 después de la cirugía.

Aplicación del protocolo.

- 1- El protocolo se aplicó a todos los pacientes de la población a estudio.
- 2- Todos los pacientes fueron valorados previamente a su cirugía, ya fuera primaria o de revisión. Se recogieron los datos de tipo epidemiológico y clínicos preoperatorios.
- 3- Todos los pacientes fueron revisados a las 4 semanas del postoperatorio y a los 2 meses, 4 meses, 6 meses y al año.
- 4- Las revisiones posteriores se produjeron de carácter anual.
- 5- Las medidas en radiografía se realizaron en el postoperatorio inmediato y en el último control anual.
- 6- El sistema de clasificación de la Sociedad Americana de la Rodilla (KSS) se aplicó previo a la cirugía y en la última revisión postoperatoria.

- 7- Los índices WOMAC y SF- 36 se aplicaron en el último control postoperatorio.

Estudio estadístico.

Para el estudio estadístico se han creado dos bases de datos mediante el programa para Windows SPSS 13.0 (SPSS, Chicago, Illinois,1999).

En la primera base se han introducido todas las variables y más de 7000 datos pertenecientes a las artroplastias de revisión, posteriormente se ha realizado una segunda base de datos para trabajar con la última hipótesis, es decir, la comparación entre la artroplastia de revisión y la primaria.

Análisis descriptivo.

Para el análisis descriptivo se han realizado una distribución de frecuencias para las variables cuantitativas y cualitativas ordinales. Para la descripción de las variables cuantitativas se han utilizado la media y la mediana como medidas de tendencia central; y la desviación típica y el rango como medidas de dispersión. Para las variables cualitativas se ha utilizado la frecuencia absoluta y relativa.

Contraste de hipótesis.

Para los contrastes de hipótesis entre variables cualitativas se ha utilizado la prueba de Chi-cuadrado, y la prueba exacta de Fisher si las condiciones de aplicación de la primera no se cumplían. Si los datos eran apareados se utilizaba el test de McNemar.

Para la comparación de variables cuantitativas que seguían la distribución normal con variables dicotómicas se utilizó la prueba de T-Student. Si los datos eran apareados se utilizó la T-Student para datos apareados.

Para saber si una distribución cuantitativa seguía las reglas de la normalidad se aplicó el test de Kolmogorov-Smirnov.

Si existía alguna variable cuantitativa que no seguía la normal, en vez del test de la T-Student se aplicó la prueba U de Mann Whitney.

Para comprobar la relación entre dos variables cuantitativas se utilizó la prueba de correlación de Pearson, para comparación de cuantitativas continuas discretas de rango estrecho hemos preferido la prueba de correlación de Spearman.

El nivel de significación estadística se estableció en una $p=0,05$.

Estudio de la supervivencia.

El estudio de supervivencia se realizó mediante el análisis de Kaplan-Meier. Cuando se introdujo un factor para comparar la supervivencia entre grupos se compararon mediante el log-rank. Los métodos más simples (Tabla de vida o Kaplan Meier) sólo permiten comparar grupos, pero no cuantificar la influencia de predictores. Cuando se introdujo más de un factor de comparación se realizó el análisis de regresión de Cox.

MATERIAL Y MÉTODOS.

Apéndice 1: Sistema de clasificación de la Sociedad Americana de la Rodilla (KSS)

Articulación

Dolor.	Ninguno	50
	Leve u ocasional	45
	Escaleras sólo	35
	Caminar y escaleras	30
	Moderado Ocasional	20
	Continuo	10
	Grave	0

TOTAL ARTICULACIÓN:

Grado de Movilidad.	5° igual = 1 punto	25
---------------------	--------------------	----

Estabilidad

Anteroposterior	> 5 mm	10
	5-10 mm	5
	>10 mm	0

Medio-lateral	> 5°	15
	6-9°	10
	10-14°	5
	>15°	0

Deducciones.

Contractura en flexión.	5 -10°	2
	11-15°	5
	16-20°	10
	>20°	15

Déficit de extensión.	<10°	5
	11-20°	10
	>21°	15

Alineación	5 -10°	0
	0-4° cada grado	3
	11-15° cada grado	3

Función

Caminar	Sin límite	50
	>10 manzanas	40
	5-10 manzanas	30
	<5 manzanas	20
	Recluido en casa	10
	Incapaz	0

TOTAL FUNCIÓN:

Escaleras	Subir y bajar	50
	Subir, pasamanos bajar	40
	Pasamanos subir, bajar	30
	Pasamanos subir, imposible bajar	15
	Incapaz	0

Deducciones	Un bastón	5
	Dos bastones	10
	Andador	20

Apéndice 2: Examen de Salud SF-36 Forma Corta.

CUESTIONARIO DE SALUD SF-36
VERSIÓN ESPAÑOLA 1.4 (junio de 1999)

INSTRUCCIONES:

Las preguntas que siguen se refieren a lo que usted piensa sobre su salud. Sus respuestas permitirán saber cómo se encuentra usted y hasta qué punto es capaz de hacer sus actividades habituales

Conteste cada pregunta tal como se indica. Si no está seguro/a de cómo responder a una pregunta, por favor conteste lo que le parezca más cierto.

Copyright© 1995 Medical Outcomes Trust

All rights reserved.

(Versión 1.4, Junio 1.999)

Correspondencia:

Dr. Jordi Alonso
Unidad de Investigación en Servicios Sanitarios
I.M.I.M.

Doctor Aiguader, 80
E- 08003 Barcelona, España
Tel. + 34 3 221 10 09
ax. + 34 3 221 32 37
E-mail: pbarbas@imim.es

MARQUE UNA SOLA RESPUESTA

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

- 1 Excelente
- 2 Muy buena
- 3 Buena
- 4 Regular
- 5 Mala

2. ¿Cómo diría que es su salud actual, comparada con la de hace un año?

- 1 Mucho mejor ahora que hace un año
- 2 Algo mejor ahora que hace un año
- 3 Más o menos igual que hace un año
- 4 Algo peor ahora que hace un año
- 5 Mucho peor ahora que hace un año

LAS SIGUIENTES PREGUNTAS SE REFIEREN A ACTIVIDADES O COSAS QUE USTED PODRÍA HACER EN UN DÍA NORMAL.

3. Su salud actual, ¿le limita para hacer **esfuerzos intensos**, tales como correr, levantar objetos pesados, o participar en deportes agotadores?

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

4. Su salud actual, ¿le limita para hacer **esfuerzos moderados**, como mover una mesa, pasar la aspiradora, jugar a los bolos o caminar más de una hora?

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

5. Su salud actual, ¿le limita para **coger o llevar la bolsa de la compra**?

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

6. Su salud actual, ¿le limita para **subir varios pisos** por la escalera?

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

7. Su salud actual, ¿le limita para **subir un solo piso** por la escalera?

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

8. Su salud actual, ¿le limita para **agacharse o arrodillarse**?

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

9. Su salud actual, ¿le limita para caminar **un kilómetro o más**?

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

10. Su salud actual, ¿le limita para caminar **varias manzanas** (varios centenares de metros)?

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

11. Su salud actual, ¿le limita para caminar **una sola manzana** (unos 100 metros)?

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

12. Su salud actual, ¿le limita para **bañarse o vestirse por sí mismo**?

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

LAS SIGUIENTES PREGUNTAS SE REFIEREN A PROBLEMAS
EN SU TRABAJO O EN SUS ACTIVIDADES COTIDIANAS.

13. Durante las 4 últimas semanas, ¿tuvo que **reducir el tiempo** dedicado al trabajo o a sus actividades cotidianas, a causa de su salud física?

1 Sí

2 No

14. Durante las 4 últimas semanas, ¿**hizo menos** de lo que hubiera querido hacer, a causa de su salud física?

1 Sí

2 No

15. Durante las 4 últimas semanas, ¿tuvo que **dejar de hacer algunas tareas** en su trabajo o en sus actividades cotidianas, a causa de su salud física?

1 Sí

2 No

16. Durante las 4 últimas semanas, ¿tuvo **dificultad** para hacer su trabajo o sus actividades cotidianas (por ejemplo, le costó más de lo normal), a causa de su salud física?

1 Sí

2 No

17. Durante las 4 últimas semanas, ¿tuvo que **reducir el tiempo** dedicado al trabajo o a sus actividades cotidianas, a causa de algún problema emocional (como estar triste, deprimido, o nervioso)?

1 Sí

2 No

18. Durante las 4 últimas semanas, ¿**hizo menos** de lo que hubiera querido hacer, a causa de algún problema emocional (como estar triste, deprimido, o nervioso)?

1 Sí

2 No

19. Durante las 4 últimas semanas, ¿no hizo su trabajo o sus actividades cotidianas tan **cuidadosamente** como de costumbre, a causa de algún problema emocional (como estar triste, deprimido, o nervioso)?

1 Sí

2 No

20. Durante las 4 últimas semanas, ¿hasta qué punto su salud física o los problemas emocionales han dificultado sus actividades sociales habituales con la familia, los amigos, los vecinos u otras personas?

1 Nada

2 Un poco

3 Regular

4 Bastante

5 Mucho

21. ¿Tuvo dolor en alguna parte del cuerpo durante las 4 últimas semanas?

- 1 No, ninguno
- 2 Sí, muy poco
- 3 Sí, un poco
- 4 Sí, moderado
- 5 Sí, mucho
- 6 Sí, muchísimo

22. Durante las 4 últimas semanas, ¿hasta qué punto el dolor le ha dificultado su trabajo habitual (incluido el trabajo fuera de casa y las tareas domésticas)?

- 1 Nada
- 2 Un poco
- 3 Regular
- 4 Bastante
- 5 Mucho

LAS PREGUNTAS QUE SIGUEN SE REFIEREN A CÓMO SE HA SENTIDO Y CÓMO LE HAN IDO LAS COSAS DURANTE LAS 4 ÚLTIMAS SEMANAS. EN CADA PREGUNTA RESPONDA LO QUE SE PAREZCA MÁS A CÓMO SE HA SENTIDO USTED.

23. Durante las 4 últimas semanas, ¿cuánto tiempo se sintió lleno de vitalidad?

- 1 Siempre
- 2 Casi siempre
- 3 Muchas veces
- 4 Algunas veces
- 5 Sólo alguna vez
- 6 Nunca

24. Durante las 4 últimas semanas, ¿cuánto tiempo estuvo muy nervioso?

- 1 Siempre
- 2 Casi siempre
- 3 Muchas veces
- 4 Algunas veces
- 5 Sólo alguna vez
- 6 Nunca

25. Durante las 4 últimas semanas, ¿cuánto tiempo se sintió tan bajo de moral que nada podía animarle?

- 1 Siempre
- 2 Casi siempre
- 3 Muchas veces
- 4 Algunas veces
- 5 Sólo alguna vez
- 6 Nunca

26. Durante las 4 últimas semanas, ¿cuánto tiempo se sintió calmado y tranquilo?

- 1 Siempre
- 2 Casi siempre
- 3 Muchas veces
- 4 Algunas veces
- 5 Sólo alguna vez
- 6 Nunca

27. Durante las 4 últimas semanas, ¿cuánto tiempo tuvo mucha energía?

- 1 Siempre
- 2 Casi siempre
- 3 Muchas veces
- 4 Algunas veces
- 5 Sólo alguna vez
- 6 Nunca

28. Durante las 4 últimas semanas, ¿cuánto tiempo se sintió desanimado y triste?

- 1 Siempre
- 2 Casi siempre
- 3 Muchas veces
- 4 Algunas veces
- 5 Sólo alguna vez
- 6 Nunca

29. Durante las 4 últimas semanas, ¿cuánto tiempo se sintió agotado?

- 1 Siempre
- 2 Casi siempre
- 3 Muchas veces
- 4 Algunas veces
- 5 Sólo alguna vez
- 6 Nunca

30. Durante las 4 últimas semanas, ¿cuánto tiempo se sintió feliz?

- 1 Siempre
- 2 Casi siempre
- 3 Muchas veces
- 4 Algunas veces
- 5 Sólo alguna vez
- 6 Nunca

31. Durante las 4 últimas semanas, ¿cuánto tiempo se sintió cansado?

- 1 Siempre
- 2 Casi siempre
- 3 Muchas veces
- 4 Algunas veces
- 5 Sólo alguna vez
- 6 Nunca

32. Durante las 4 últimas semanas, ¿con qué frecuencia la salud física o los problemas emocionales le han dificultado sus actividades sociales (como visitar a los amigos o familiares)?

- 1 Siempre
- 2 Casi siempre
- 3 Algunas veces
- 4 Sólo alguna vez
- 5 Nunca

POR FAVOR, DIGA SI LE PARECE CIERTA O FALSA
CADA UNA DE LAS SIGUIENTES FRASES.

33. Creo que me pongo enfermo más fácilmente que otras personas.

- 1 Totalmente cierta
- 2 Bastante cierta
- 3 No lo sé
- 4 Bastante falsa
- 5 Totalmente falsa

34. Estoy tan sano como cualquiera.

- 1 Totalmente cierta
- 2 Bastante cierta
- 3 No lo sé
- 4 Bastante falsa
- 5 Totalmente falsa

35. Creo que mi salud va a empeorar.

- 1 Totalmente cierta
- 2 Bastante cierta
- 3 No lo sé
- 4 Bastante falsa
- 5 Totalmente falsa

36. Mi salud es excelente.

- 1 Totalmente cierta
- 2 Bastante cierta
- 3 No lo sé
- 4 Bastante falsa
- 5 Totalmente falsa

Apéndice 3. Índice Osteoartítico de Mc Master y de Western Ontario (WOMAC)

CUESTIONARIO WOMAC PARA ARTROSIS¹

Las preguntas de los apartados A, B y C se plantearán de la forma que se muestra a continuación. Usted debe contestarlas poniendo una "X" en una de las casillas.

1. Si usted pone la "X" en la casilla que está más a la izquierda

Ninguno Poco Bastante Mucho Muchísimo

indica que **NO TIENE DOLOR**.

2. Si usted pone la "X" en la casilla que está más a la derecha

Ninguno Poco Bastante Mucho Muchísimo

indica que **TIENE MUCHÍSIMO DOLOR**.

3. Por favor, tenga en cuenta:

- a) que cuanto más a la **derecha** ponga su "X" **más** dolor siente usted.
- b) que cuanto más a la **izquierda** ponga su "X" **menos** dolor siente usted.
- c) **No marque** su "X" fuera de las casillas.

Se le pedirá que indique en una escala de este tipo cuánto dolor, rigidez o incapacidad siente usted. Recuerde que cuanto más a la derecha ponga la "X" indicará que siente más dolor, rigidez o incapacidad.

¹ Traducido y adaptado por E. Battle-Gualda y J. Esteve-Vives
Battle-Gualda E, Esteve-Vives J, Piera MC, Hargreaves R, Cutts J. Adaptación transcultural del cuestionario WOMAC específico para artrosis de rodilla y cadera. Rev Esp Reumatol 1999; 26: 38-45.

Apartado A

INSTRUCCIONES

Las siguientes preguntas tratan sobre cuánto **DOLOR** siente usted en las **caderas y/o rodillas** como consecuencia de su **artrosis**. Para cada situación indique cuánto **DOLOR** ha notado en los **últimos 2 días**. (Por favor, marque sus respuestas con una "X".)

PREGUNTA: ¿Cuánto dolor tiene?

1. Al andar por un terreno llano.

Ninguno Poco Bastante Mucho Muchísimo

2. Al subir o bajar escaleras.

Ninguno Poco Bastante Mucho Muchísimo

3. Por la noche en la cama.

Ninguno Poco Bastante Mucho Muchísimo

4. Al estar sentado o tumbado.

Ninguno Poco Bastante Mucho Muchísimo

5. Al estar de pie.

Ninguno Poco Bastante Mucho Muchísimo

Apartado B

INSTRUCCIONES

Las siguientes preguntas sirven para conocer cuánta **RIGIDEZ** (no dolor) ha notado en sus **caderas y/o rodillas** en los **últimos 2 días**. **RIGIDEZ** es una sensación de dificultad inicial para mover con facilidad las articulaciones. (Por favor, marque sus respuestas con una "X".)

1. ¿Cuánta **rigidez** nota **después de despertarse** por la mañana?

Ninguna Poca Bastante Mucha Muchísima

2. ¿Cuánta **rigidez** nota durante **el resto del día** después de estar sentado, tumbado o descansando?

Ninguna Poca Bastante Mucha Muchísima

Apartado C

INSTRUCCIONES

Las siguientes preguntas sirven para conocer su **CAPACIDAD FUNCIONAL**. Es decir, su capacidad para moverse, desplazarse o cuidar de sí mismo. Indique cuánta dificultad ha notado en los **últimos 2 días** al realizar cada una de las siguientes actividades, como consecuencia de su **artrosis de caderas y/o rodillas**. (Por favor, marque sus respuestas con una "X".)

PREGUNTA: ¿Qué grado de dificultad tiene al...?

1. Bajar las escaleras.

Ninguna Poca Bastante Mucha Muchísima

2. Subir las escaleras

Ninguna Poca Bastante Mucha Muchísima

MATERIAL Y MÉTODOS.

3. Levantarse después de estar sentado.

Ninguna Poca Bastante Mucha Muchísima

4. Estar de pie.

Ninguna Poca Bastante Mucha Muchísima

5. Agacharse para coger algo del suelo.

Ninguna Poca Bastante Mucha Muchísima

6. Andar por un terreno llano.

Ninguna Poca Bastante Mucha Muchísima

7. Entrar y salir de un coche.

Ninguna Poca Bastante Mucha Muchísima

8. Ir de compras.

Ninguna Poca Bastante Mucha Muchísima

9. Ponerse las medias o los calcetines.

Ninguna Poca Bastante Mucha Muchísima

10. Levantarse de la cama.

Ninguna Poca Bastante Mucha Muchísima

MATERIAL Y MÉTODOS.

11. Quitarse las medias o los calcetines.

Ninguna Poca Bastante Mucha Muchísima

12. Estar tumbado en la cama.

Ninguna Poca Bastante Mucha Muchísima

13. Entrar y salir de la ducha/bañera.

Ninguna Poca Bastante Mucha Muchísima

14. Estar sentado.

Ninguna Poca Bastante Mucha Muchísima

15. Sentarse y levantarse del retrete.

Ninguna Poca Bastante Mucha Muchísima

16. Hacer tareas domésticas pesadas.

Ninguna Poca Bastante Mucha Muchísima

17. Hacer tareas domésticas ligeras.

Ninguna Poca Bastante Mucha Muchísima

RESULTADOS

Distribución de variables. Concordancia con la normal e inferencia interna.

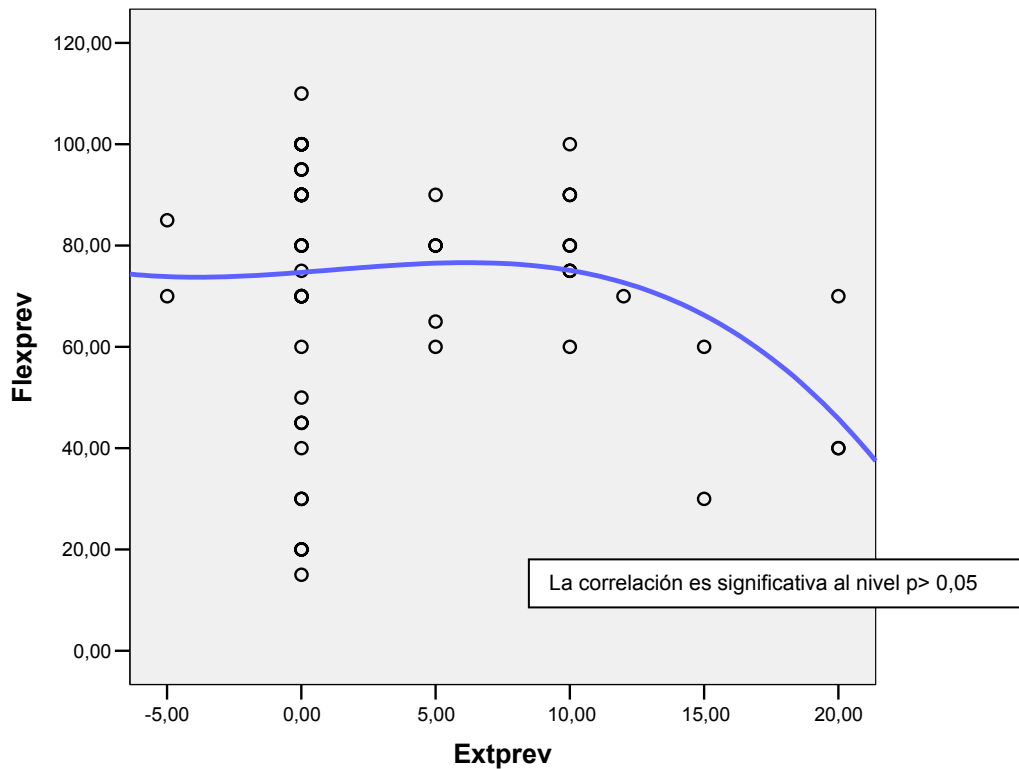
Variables sobre la exploración clínica previa a la cirugía del grupo de casos (Apartado 1).

Flexión, extensión y balance articular previo a la cirugía:

	Máximo	Mínimo	Media	Mediana	Rango	Desviación típ.
Flexprev	110,00	15,00	73,28	80,00	95,00	24,92
Extprev	20,00	-5,00	2,94	,00	25,00	5,76
Balance Previo	110,00	15,00	70,34	75,00	95,00	26,53

Existe una relación no estadísticamente significativa entre el déficit de flexión y la contractura en extensión expresada en el siguiente gráfico.

Gráfico 8: Curva de regresión de las variables Flexión Previa y Extensión previa.



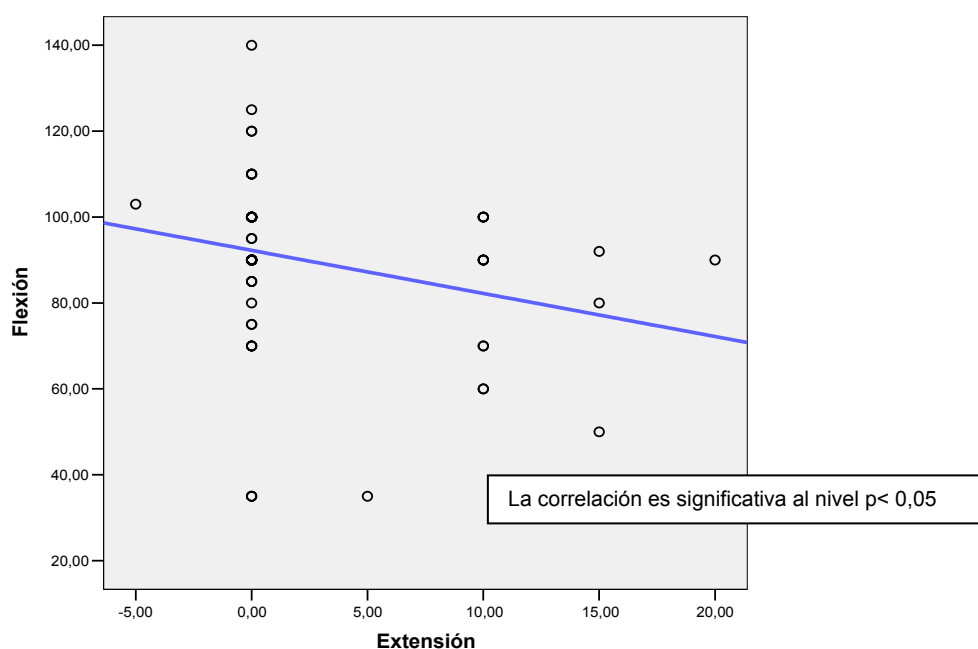
VARIABLES DE LA EXPLORACIÓN CLÍNICA POSTERIOR A LA CIRUGÍA DEL GRUPO DE CASOS (APARTADO 1).

Flexión, extensión y balance articular:

	Máximo	Mínimo	Media	Mediana	Rango	Desviación típ.
Flexión	140,00	35,00	89,78	90,00	105,00	19,04
Extensión	20,00	-5,00	2,46	,00	25,00	5,10
ROM	140,00	30,00	87,31	90,00	110,00	20,99

En este caso si se encuentra una relación estadísticamente significativa entre el grado de extensión y el grado de flexión, que se comportan de manera inversamente lineal, a más flexión existe menos contractura de extensión.

Grafico 9: Curva de regresión de las variables Flexión Final y Extensión Final.



Dolor y localización:

La mediana del dolor se sitúa en 40 en la puntuación de la KSS, donde 0 es el dolor continuo e intenso y 50 es la ausencia de dolor.

El dolor más frecuente fue el “ocasional” o superior retropatelar, que se encontró en 28 pacientes. No se encontró relación estadística con la posesión de implante patelar o no ($p > 0,05$). Se apreció dolor en línea articular medial o lateral “ocasional” o superior en 20 casos. Y dolor en “punta de vastago” tibial en 3

casos, todos ellos de fijación híbrida, sin relacionarse con el tipo de fijación o el tamaño del implante ($p > 0,05$).

KSS del grupo de casos (Apartado 2)

	Media	Mediana	Moda	Máximo	Mínimo	Rango	Desviación típ.
KSSfuncional	32,84	35,00	30,00	70,00	,00	70,00	19,06
KSSprevio	34,12	35,00	33,00	70,00	,00	70,00	14,45
KSSFuncional'	74,67	80,00	80,00	100,00	25,00	75,00	14,63
KSS	71,22	73,00	65,00	100,00	11,00	89,00	18,51

Nota. "KSSfuncional": Escala funcional KSS previa a la cirugía. "KSSprevio": Escala articular KSS previa a la cirugía. "KSSFuncional'": Escala funcional KSS despues de la cirugía. "KSS": Escala articular KSS despues de la cirugía.

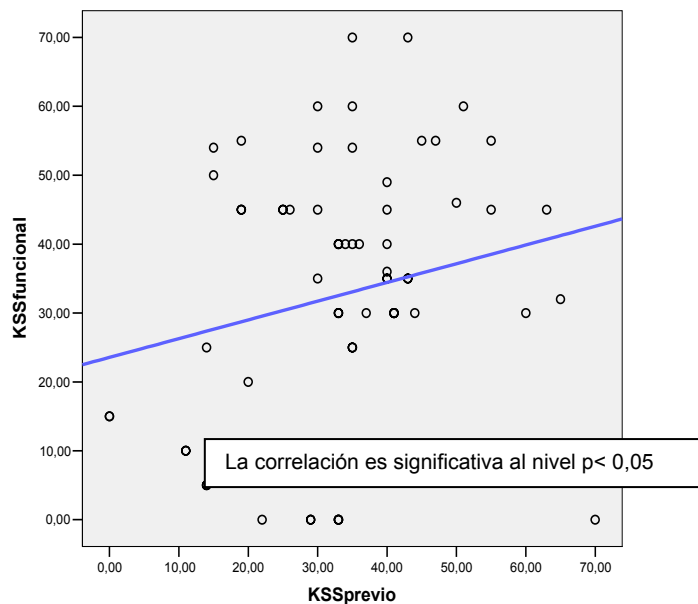
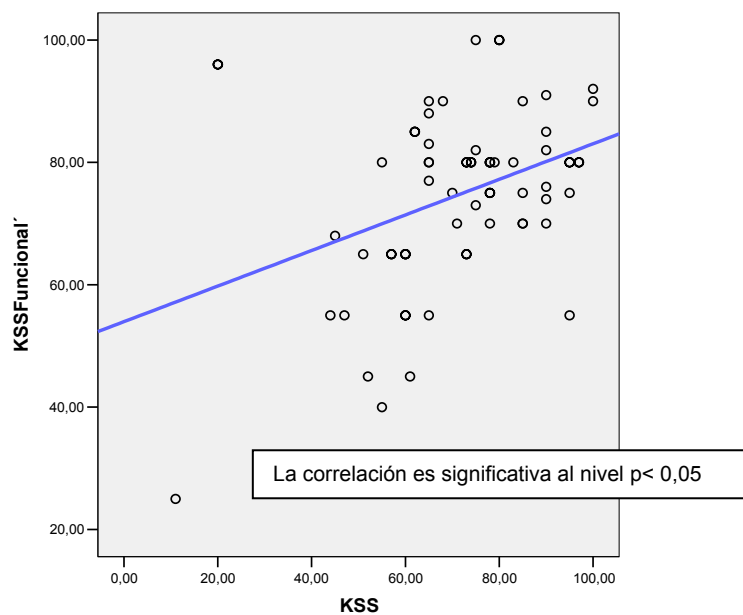


Gráfico 10 y 11: Curva de regresión de las variables de la escala KSS en sus dos vertientes.

Existe relación en el desarrollo de las variantes articular y funcional de la escala KSS en los pacientes recambiados.

Se ha observado una relación estadística entre el aumento del KSS articular y la escala funcional, es decir, cuanto mayor es el resultado de la exploración física en el mismo paciente, mayor es el resultado de la escala funcional. ($P < 0,05$).



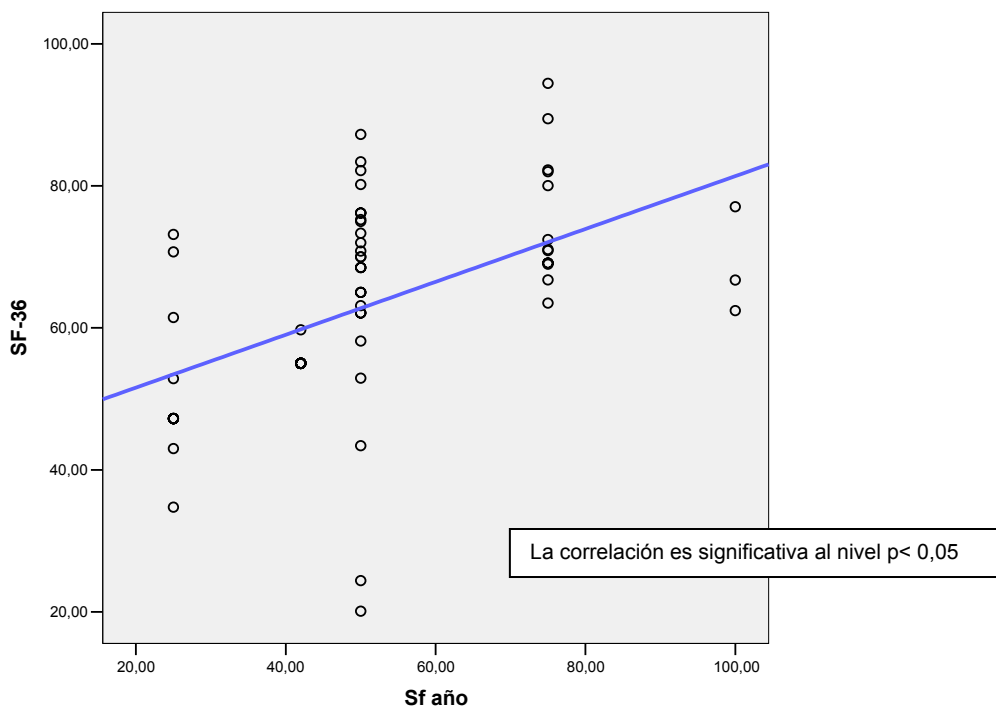
SF-36 del grupo de casos (Apartado 3)

Debido a la complejidad de la expresión de la escala SF-36 se enumeran los resultados en la siguiente tabla.

	Media	Mediana	Moda	Máximo	Mínimo	Rango	Desviación típ.
Sf361	63,31	55,00	55,00	100,00	14,10	85,90	19,64
Sf362	63,36	50,00	100,00	100,00	,00	100,00	37,45
Sf363	55,47	50,00	42,00	100,00	10,00	90,00	21,48
Sf364	55,69	54,00	54,00	86,00	25,00	61,00	10,17
Sf365	64,32	61,00	61,00	100,00	26,50	73,50	13,84
Sf366	67,57	65,00	75,00	100,00	20,00	80,00	16,82
Sf367	68,50	62,50	100,00	100,00	,00	100,00	32,60
Sf368	65,87	61,00	61,00	100,00	24,00	76,00	18,75
Sf Físico	58,49	56,00	50,00	94,00	17,03	76,97	15,64
Sf Mental	66,21	65,00	60,00	98,00	22,94	75,06	14,97
SF-36	63,30	63,50	55,00	94,45	20,10	74,35	14,17
Sf año	51,45	50,00	50,00	100,00	25,00	75,00	18,57

Todas las variables se relacionan entre ellas, siendo parte de un mismo sistema de puntuación. Los pacientes con puntuaciones más altas esperan tener una mejor salud al año. ($p < 0,05$). La media global del SF-36 fue de 63,3.

Grafico 12: Curva de regresión de las variables SF-36 y SF-36 al año.



WOMAC del grupo de casos (Apartado 4)

Se ha estudiado la escala WOMAC mediante la suma normal de los apartados y la extrapolación a una variable comprendida de 0 a 100. Siendo 100 la mejor puntuación posible y 0 la peor. Se expresan en la siguiente tabla, los resultados brutos y los estandarizados con el sufijo 100.

	Máximo	Mínimo	Media	Mediana	Moda	Rango	Desviación típ.
WOMAC Dolor	13,00	,00	4,00	4,00	4,00	13,00	2,33
WOMAC Rigidez	6,00	,00	2,21	2,00	3,00	6,00	1,34
WOMAC Función	68,00	,00	19,79	20,00	27,00	68,00	11,65
WOMAC	87,00	,00	26,00	26,00	34,00	87,00	14,10
WOMAC Dolor 100	100,00	35,00	80,00	80,00	80,00	65,00	11,65
WOMAC Rigidez 100	100,00	25,00	72,39	75,00	62,50	75,00	16,79
WOMAC Función 100	100,00	,00	70,90	70,59	60,29	100,00	17,14
WOMAC 100	100,00	9,38	72,92	72,92	64,58	90,63	14,69

Variables de medición de pruebas de imagen del grupo de casos. (Apartado 5)

Radiolucencias.

Respecto al estudio de las radiolucencias según la escala modificada de la KSS de Fehring et al, en el componente femoral la mediana fue de 3 (r 0-22). Éstas se agruparon mayoritariamente en las zonas diafisarias alrededor del vástago 11,12 y 13 (Ilustración 15). En tibia fue de 4 (r 0-12), éstas se concentraron alrededor de las secciones metafisarias de manera estadísticamente significativa, sobre todo en la medial 1 y 2 (Ilustración 16). Se consideró posiblemente aflojado a seis implantes femorales (índice 10, 11 12 y 22) y cinco tibiales (índice 10, 11 y 12), pertenecientes a diferentes casos.

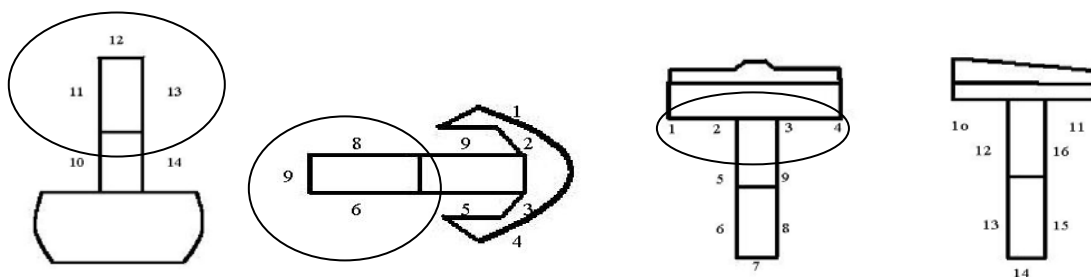


Ilustración 15. Radiolucencias femorales alrededor del vástago.

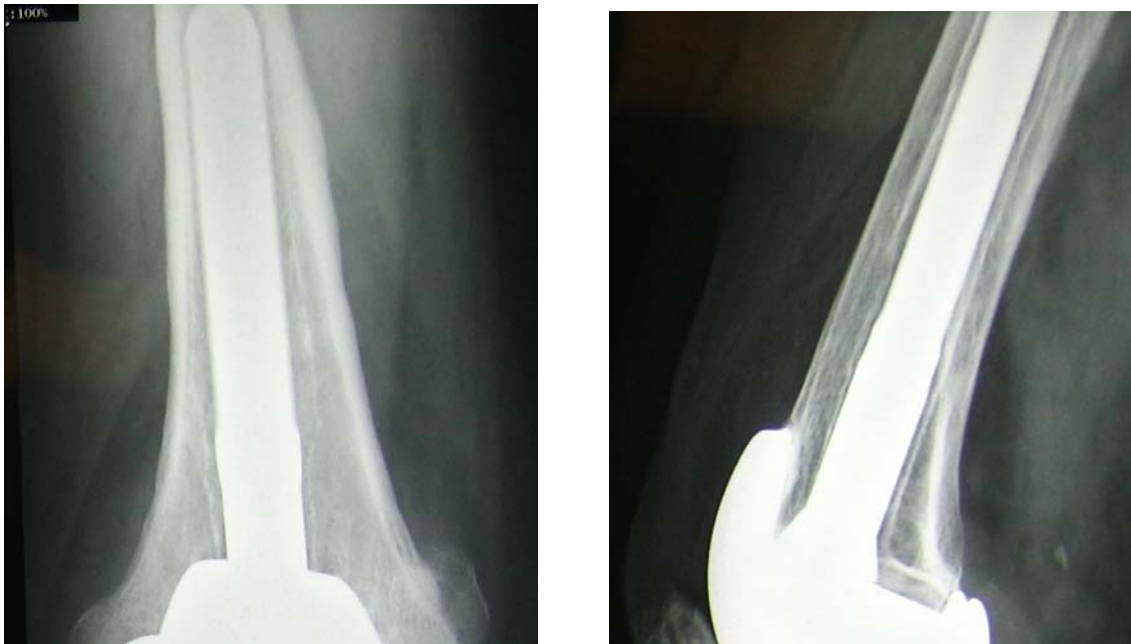
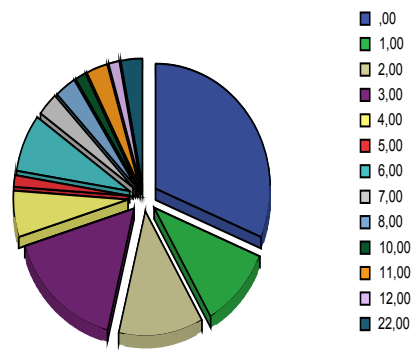


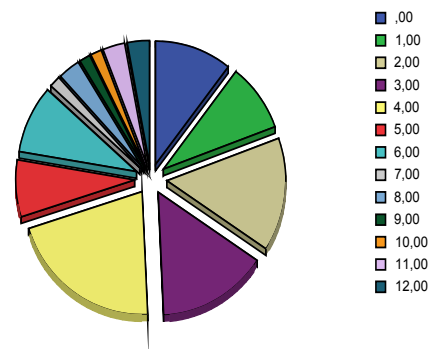
Ilustración 16. Radiolucencias en región metafisaria de tibia, área 1,2,3 y 4.



Áreas Fémur



Áreas Tibia



Estabilidad rotuliana.

	Media	Mediana	Moda	Máximo	Mínimo	Rango	Desviación típ.
Inclinación Patelar	4,35	2,00	,00	60,00	,00	60,00	8,20
Shift Lateral	,23	,20	,25	1,00	,00	1,00	,19
Shift Posterior	1,63	,00	,00	34,00	,00	34,00	4,79
Insall	,96	1,00	1,00	1,30	,59	,71	,18

Las medias de los resultados de la estabilidad patelar se encuentran dentro de los parámetros correctos. (Ilustración 17)

Se han observado 3 casos con una inclinación patelar mayor de 15°, 10 casos con un desplazamiento lateral mayor del 30% y 3 casos con un desplazamiento posterior mayor de 10 mm. Todos ellos poseían dolor retropatelar “ocasional” o superior.

El coeficiente Insall no sigue una distribución normal, aunque la media de la variable es 0,96.

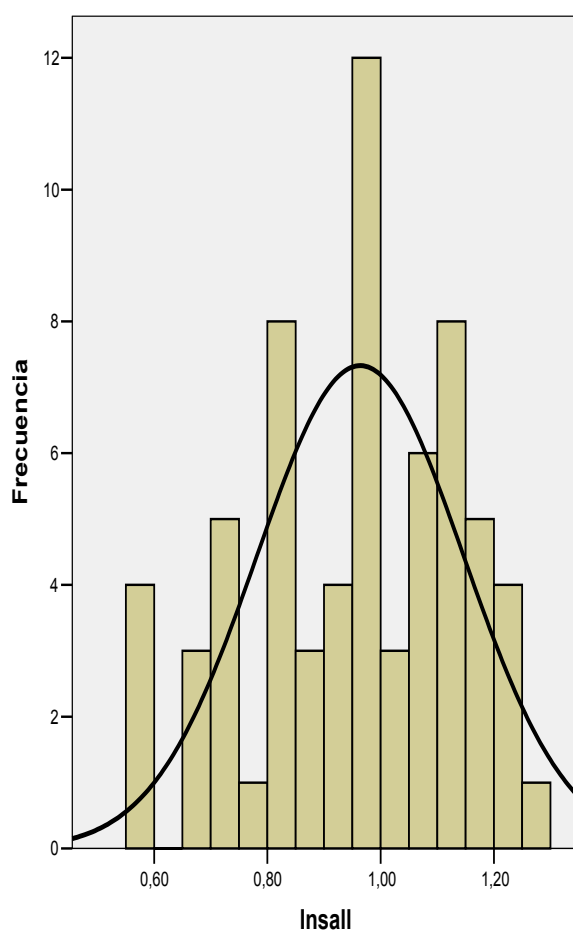
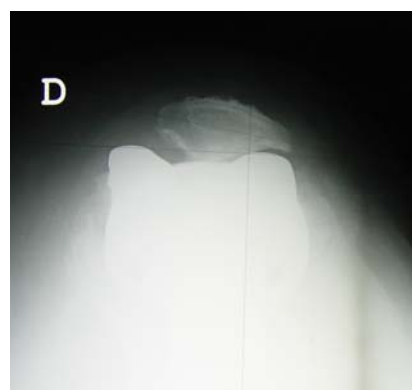


Ilustración 17. Parámetros de estabilidad rotuliana.



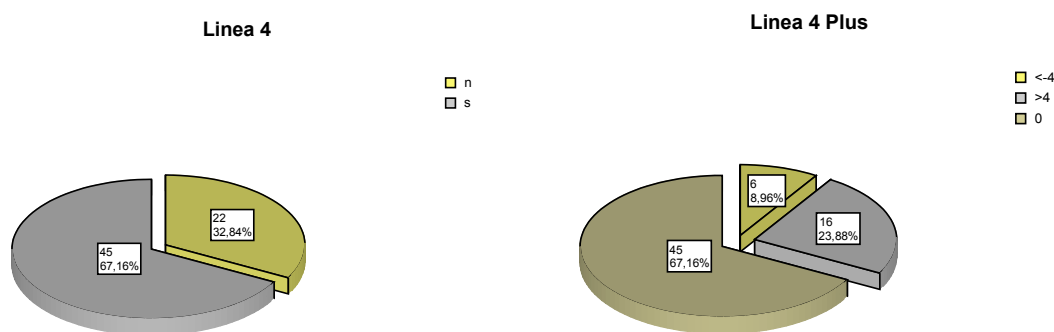
Posición de la línea articular.

Se han creado 4 variables para cuantificar la posición de la línea articular.

- Línea articular: Se encuentran los valores reales de la variable, si la línea se ha desplazado a proximal, la diferencia se expresa en números negativos.
- Línea Total: Son los valores absolutos de la variable, indican cuanto se ha desplazado, no la dirección, siempre son valores positivos.
- Línea cuatro: Variable cualitativa. Indican los casos que se encuentran en el rango correcto entre -4 mm y +4mm (s) y cuales no (n).
- Línea 4 plus: Variable cualitativa que agrupa los casos en 3 grupos. <4, 0 y >4.

	Máximo	Mínimo	Media	Mediana	Desviación típ.	Rango
Línea Articular	15,00	-6,00	1,55	2,00	4,82	21,00
Línea Total	15,00	,00	3,94	3,00	3,15	15,00

Gráfico 13: Sectores que representan el porcentaje de pacientes que se engloban en las diversas maneras de representar la línea articular.

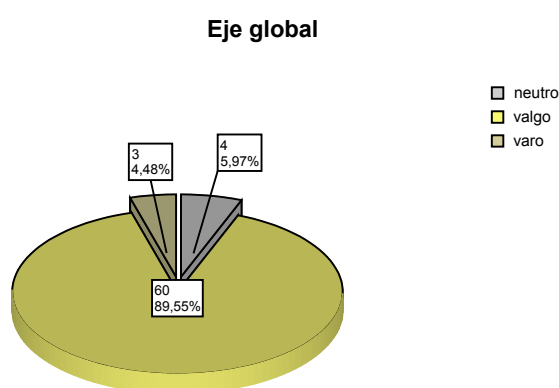


Ejes y ángulos de posición de los componentes articulares.

Los implantes de recambio poseen tutorización diafisaria que guía la colocación del implante, por lo que si el vástago está correctamente colocado el implante femoral debe tener una angulación de 95° y el tibial de 90° en sus dos caras. Las prótesis constreñidas mantienen *per sé* la estabilidad articular por su diseño, por lo que de la misma manera el eje anatómico debe ser de 5° de valgo.

	Máximo	Mínimo	Media	Mediana	Desviación típ.	Rango
Eje Anatómico	11,00	,00	5,55	5,00	2,70	11,00
Rx Femur AP	100,00	90,00	95,27	95,00	1,90	10,00
Rx Tibia AP	94,00	85,00	89,78	90,00	1,84	9,00
Rx Tibia LAT	90,00	85,00	89,82	90,00	,85	5,00

Gráfico 14: Sectores que representan el porcentaje de tipos de angulaciones.



Resultados gammagráficos:

Para la obtención de estos resultados se han obtenido tres variables cualitativas.

La primera de ellas llamada gamma posee tres grupos. 1, dónde se encuentran aquellas artroplastias dónde no se observa captación. 2, dónde hay captación en la zona del fémur o de la tibia, y 3, dónde hay captación en ambas.

RESULTADOS.

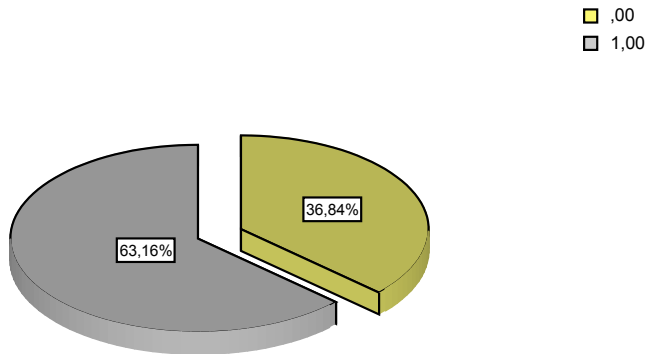
En las otras dos variables, el 0 indica no captación en el implante y el 1 indica la observación positiva.

gamma

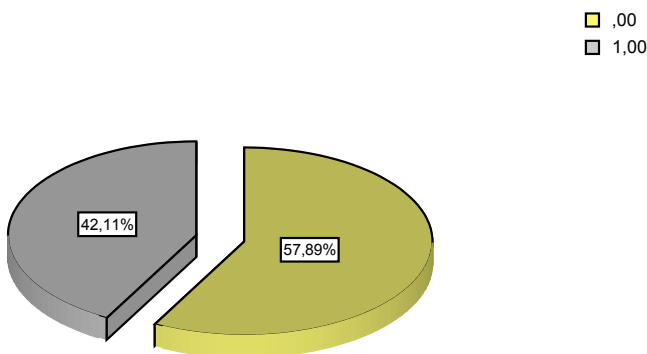
		Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje válido	Porcentaje acumulado
Válidos	1,00	3	15,8	15,8	15,8
	2,00	12	63,2	63,2	78,9
	3,00	4	21,1	21,1	100,0
	Total	19	100,0	100,0	

Gráfico 15: Sectores que representan el porcentaje de captaciones gammagráficas.

gammatib



gammafem



RESULTADOS.

Escalas clínicas y de salud en las artroplastias primarias del grupo control. (Apartado 6).

	Máximo	Mínimo	Media	Mediana	Moda	Rango	Desviación típ.
Edad	83,00	65,00	74,83	74,00	70,00	18,00	5,25
KSSfuncional	62,00	15,00	35,00	33,50	25,00	47,00	12,75
KSSprevio	58,00	19,00	42,22	45,50	50,00	39,00	13,00
KSSFuncional'	100,00	60,00	80,61	80,00	80,00	40,00	8,03
KSS	97,00	65,00	84,39	85,00	75,00	32,00	9,33
Sf361	100,00	5,00	82,50	95,00	95,00	95,00	24,16
Sf362	100,00	50,00	90,28	100,00	100,00	50,00	19,07
Sf363	90,00	35,00	69,03	77,50	77,50	55,00	19,09
Sf364	75,00	30,00	55,00	57,50	55,00	45,00	12,70
Sf365	85,00	30,00	64,72	72,50	80,00	55,00	18,77
Sf366	90,00	25,00	64,72	72,50	50,00	65,00	23,85
Sf367	100,00	33,00	88,87	100,00	100,00	67,00	25,12
Sf368	100,00	44,00	72,89	76,00	60,00	56,00	20,08
Sf Físico	91,25	42,50	74,20	82,19	83,13	48,75	15,41
Sf Mental	93,75	33,00	72,80	84,63	91,88	60,75	18,75
SF-36	91,88	41,50	73,50	83,44	52,88	50,38	16,27
Sf año	100,00	25,00	61,94	75,00	75,00	75,00	19,77
WOMAC 100	100,00	59,33	82,41	84,00	74,33	40,67	11,66
WOMAC Dolor 100	100,00	74,00	90,78	95,00	100,00	26,00	9,80
WOMAC Rigidez 100	100,00	24,00	69,17	70,00	75,00	76,00	19,04
WOMAC Función 100	100,00	61,00	87,29	92,50	100,00	39,00	12,57

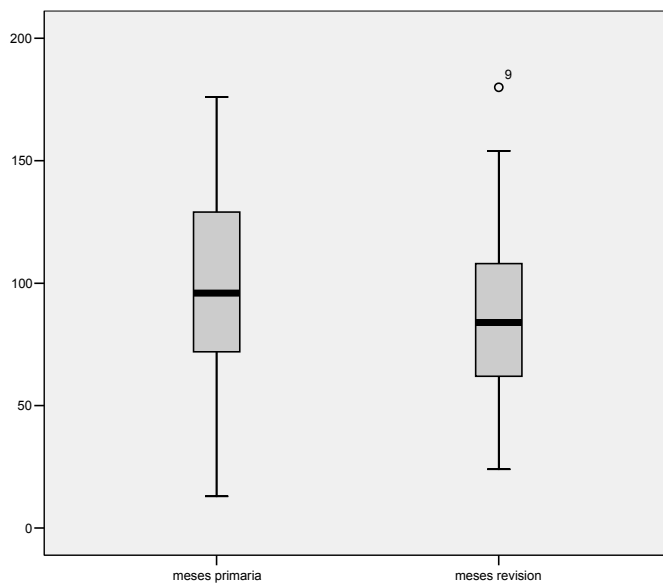
Estudio estadístico. Contraste de hipótesis en la artroplastia de revisión.

Medidas preoperatorias y postoperatorias.

Se han estudiado las mismas variables en el estudio previo a la cirugía de recambio y posterior a la cirugía (en la última revisión).

El tiempo de evolución de las prótesis primarias antes de su fracaso y el tiempo de evolución de las prótesis de recambio en los mismos pacientes no se diferencia de manera estadísticamente significativa ($p > 0,05$); por lo que podemos decir, que si las variables de cuantificación clínica son mejores ahora, las artroplastias de revisión, en el mismo intervalo de tiempo en que las primarias fracasaron, poseen unas escalas clínicas superiores.

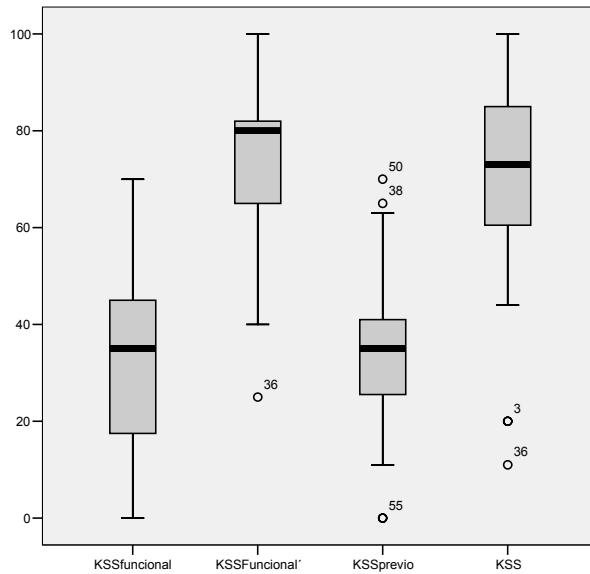
Gráfico 16: Diagrama de cajas que representa el recorrido de la variable tiempo. ($p > 0,05$)



Se ha estudiado el rango de movimiento previo y posterior a la cirugía, mejorando los resultados de manera estadísticamente significativa. Lo mismo ocurre con la flexión ($p < 0,05$). No se encuentra este resultado con la extensión de la rodilla, aunque los resultados sean mejores después de la cirugía.

La escala de KSS en sus dos vertientes, articulación (KSS) y función (KSS funcional), alcanza mejores cotas una vez recambiada la artroplastia ($p < 0,05$). Esa mejoría está en relación aritmética indirecta con las cifras previas a la cirugía.

Gráfico 17: Diagrama de cajas que representa el recorrido de las variables ($p>0,05$).



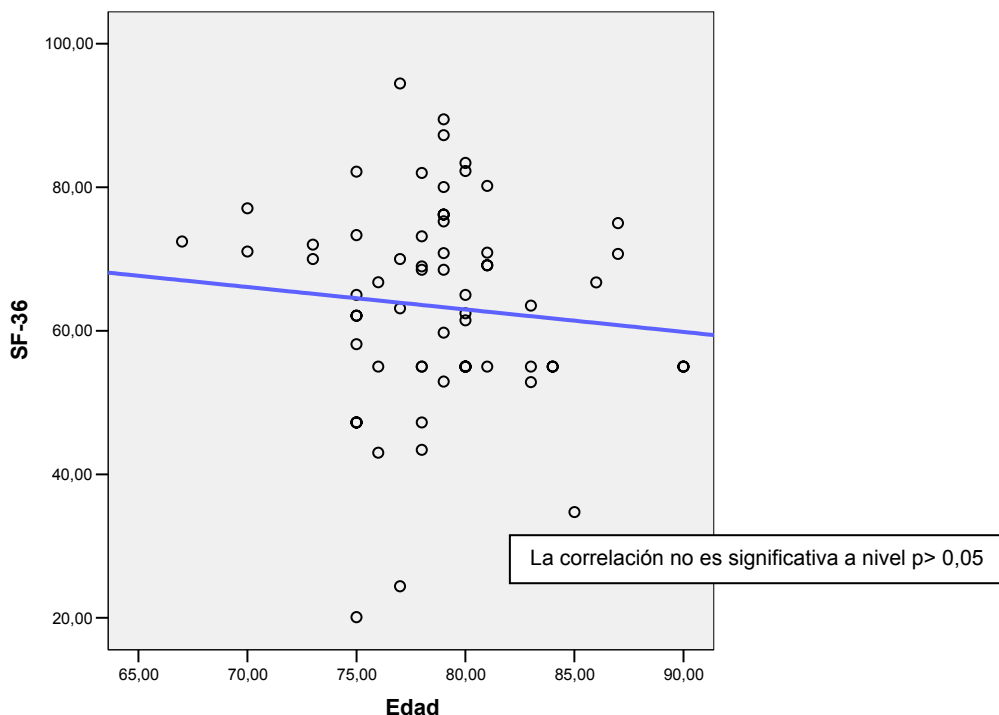
		Media	N	Desviación típ.	Error típ. de la media
Par 1	KSSfuncional	32,8358	67	19,05780	2,32828
	KSSFuncional'	74,6716	67	14,63432	1,78787
Par 2	KSSprevio	34,1194	67	14,45004	1,76535
	KSS	71,2239	67	18,50784	2,26109
Par 3	meses primaria	95,9701	67	41,05612	5,01580
	meses revisión	85,5522	67	35,90023	4,38591
Par 4	Flexprev	73,2836	67	24,91732	3,04414
	Flexión	89,7761	67	19,03730	2,32578
Par 5	Extprev	2,9403	67	5,76005	,70370
	Extensión	2,4627	67	5,10297	,62343
Par 6	Balance Previo	70,3433	67	26,53217	3,24142
	Balance Posterior	87,3134	67	20,99221	2,56461

Contraste entre variables epidemiológicas y el KSS, WOMAC y SF36.

No se encuentran diferencias estadísticamente significativas entre sexos y las escalas de función clínica y salud, excepto la extensión de la rodilla, obteniendo mejores resultados en los hombres. ($p<0,05$).

Con respecto a la edad, no se encuentran diferencias significativas si se compara con el KSS en sus dos vertientes, ($p>0,05$). Respecto al IMC la medición en los casos que fracasaron era de 34,09, mientras que en los no movilizados fue de 30,88 ($p>0,05$).

Grafico 18: Curva de regresión de las variables SF-36 y edad.



Contraste entre variables del estado de salud previo a la cirugía y el KSS, WOMAC y SF-36.

Se ha encontrado una diferencia estadísticamente significativa entre el SF-36 y el WOMAC y la clasificación de ASA. Los pacientes que no poseen ningún antecedente previo obtenían mejores resultados en el WOMAC y el SF-36 que los que poseían uno o más de uno. ($p < 0,05$).

Contraste entre variables relacionadas con la artroplastia previa a la cirugía y el KSS, WOMAC y SF-36.

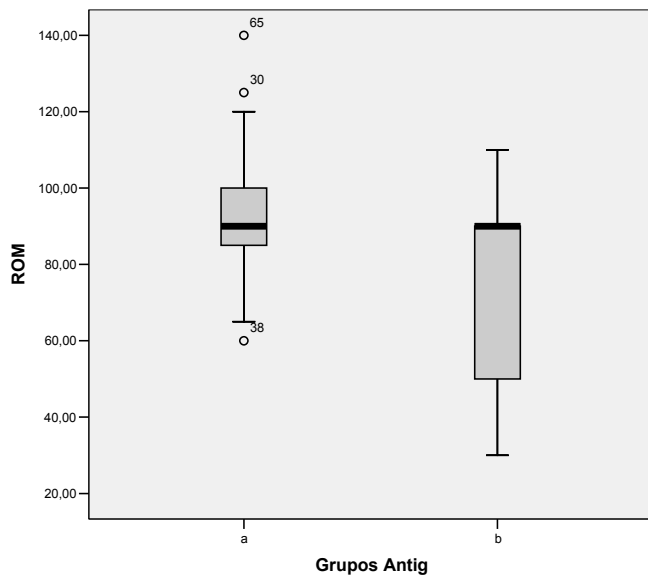
La lateralidad no se relaciona de manera estadística con ninguna de las variables ($p > 0,05$).

Si la artroplastia previa posee una evolución menor de 5 años (grupo b) el paciente poseía mayor dolor, mayor rigidez articular y un balance de movimiento menor por un descenso franco de la flexión de su prótesis de revisión. ($p < 0,05$)

RESULTADOS.

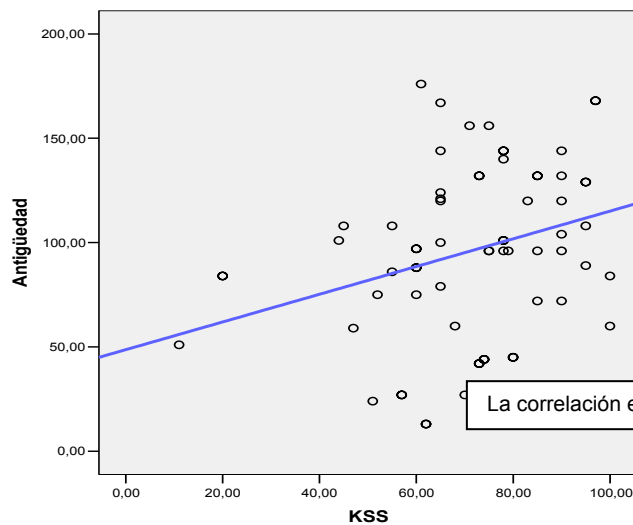
Grafico 19 y 20: Diagrama de cajas que representa el recorrido de las variables ($p < 0,05$).

Recta de regresión de las variable antigüedad versus KSS.



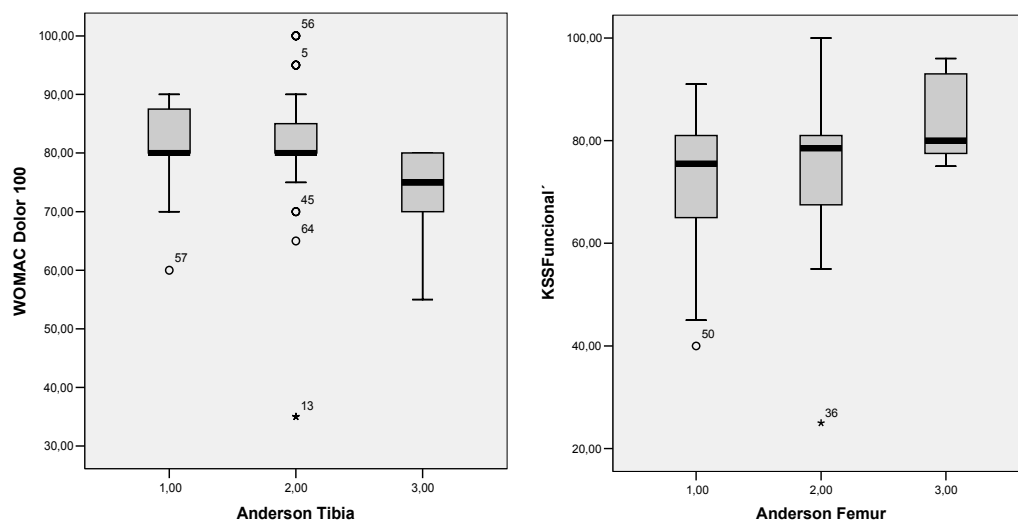
La antigüedad también se ha relacionado con una menor puntuación en el índice articular del KSS.

Cuanto mayor es la antigüedad de la artroplastia previa, mayor es la puntuación, es decir, mejores son los resultados. ($p < 0,05$). Sólo la rigidez WOMAC se correlaciona con la antigüedad previa, el resto (WOMAC global y SF-36) no.



El índice Anderson de defectos óseos también se relaciona estadísticamente con los resultados funcionales, pero en pequeña cuantía. Los defectos en tibia grado III se correlacionaban con una menor puntuación en la escala del dolor en WOMAC. En el fémur, no hay ningún tipo de diferencia entre los parámetros y escalas estudiadas ($p > 0,05$).

Gráfico 21: Diagrama de cajas que representa el recorrido de las variables.



Contraste entre variables de recogida de datos operatorios y el KSS, WOMAC y SF-36.

No se han encontrado diferencias estadísticamente significativas entre estas variables y los índices de función clínica y salud. El uso de injertos, el tipo de injerto y el uso de aumentos no se ha correlacionado estadísticamente con las variables resultado.

Según la vía de abordaje si que se encontró una diferencia estadística respecto a la movilidad de la articulación. La media de la flexión en los implantes en los que no se realizó ningún tipo de modificación fue de 98° (DT de 19,8), sin embargo en los que se realizó alguna técnica añadida (alerotomía, “v” cuádriceps o desinserción de TTA) fue de 87° (DT de 18,2) ($p < 0,05$). En el resto de parámetros aunque los resultados eran mejores en el primer grupo los resultados no fueron concluyentes.

La comparación del tipo de fijación, cementada e híbrida, se estudió en un capítulo aparte.

Contraste entre las variables radiológicas y gammagráficas y el KSS, WOMAC y SF-36.

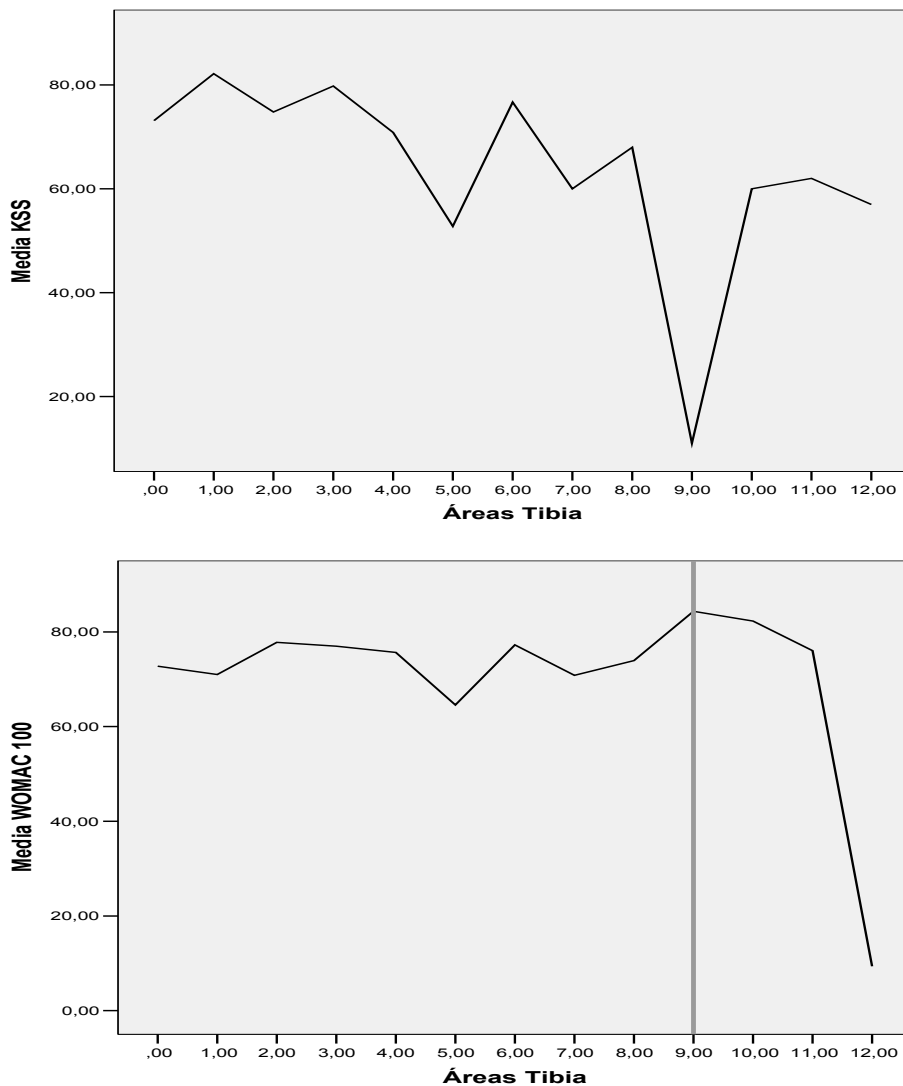
La aparición de líneas radiolúcidas alrededor de los implantes no se relaciona de manera estadística con ningún índice estudiado. Si aplicamos las variables de radiolucencia según Fehring éstas no se correlacionan de manera aritmética con los índices KSS (a más lucencia menos valor del índice o viceversa) excepto en el caso del estudio del implante tibial, que se relaciona únicamente con

RESULTADOS.

una menor puntuación en la valoración articular del KSS (dolor, estabilidad y movilidad). ($p < 0,05$) Respecto a los grados extremos en la escala radiológica la valoración cambia, y se puede decir que por encima de una clasificación mayor de 12 en fémur y 9 en tibia las puntuaciones del WOMAC caen de manera estadísticamente significativa, pero no previamente. ($p < 0,05$).

Esta escala radiológica no se relaciona de manera estadística con el SF-36.

Grafico 22 y 23: Recta de regresión de las variables.



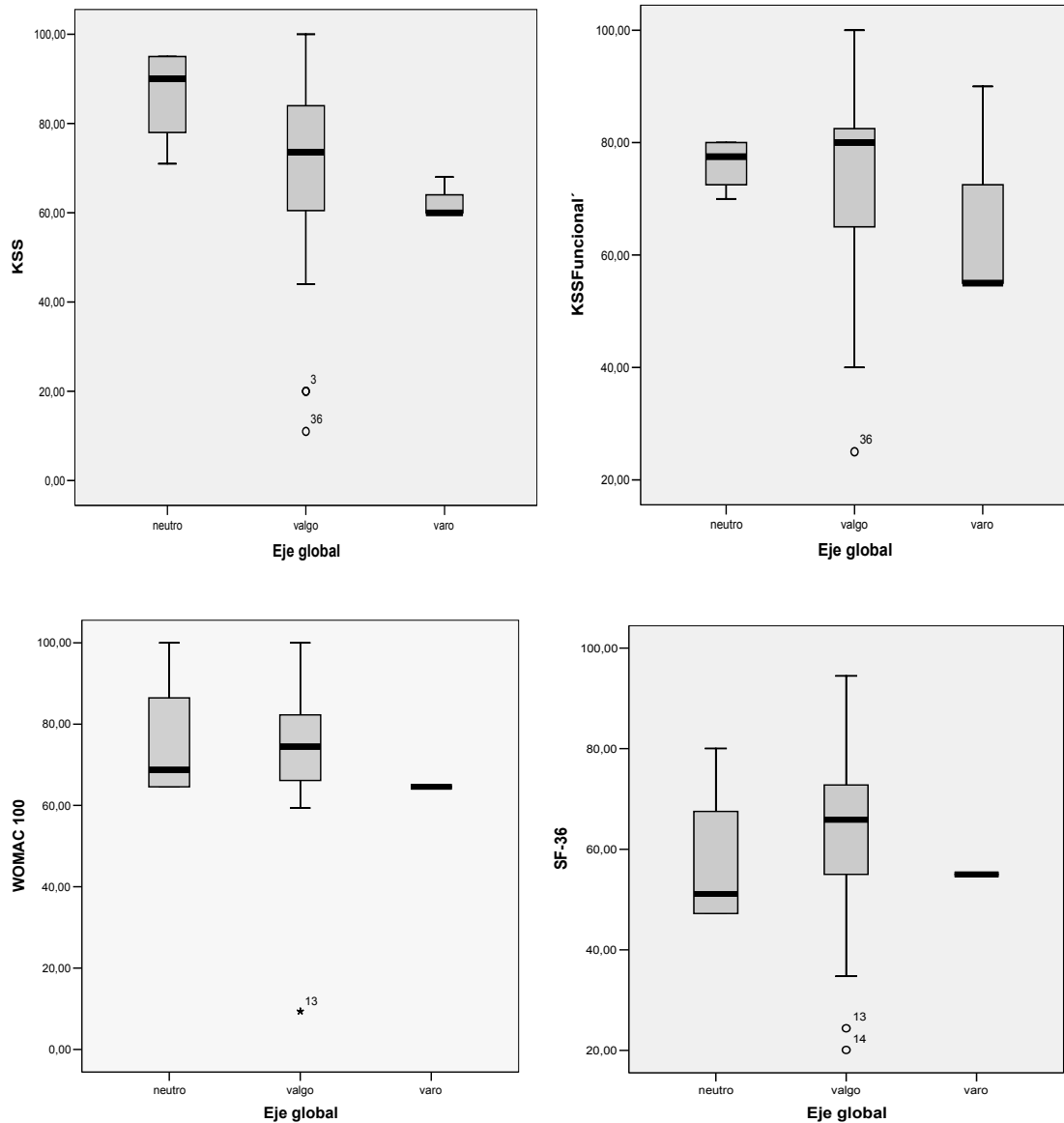
Respecto al eje anatómico de la articulación se encontró una relación estadística ($p < 0,05$) entre las rodillas con angulaciones neutras o en valgo con respecto

RESULTADOS.

a la posición en varo, estas últimas poseían una valoración en el KSS y en el WOMAC menor que el resto. El SF-36 no se relacionó ($p > 0,05$).

Respecto a la colocación de los implantes, el mínimo recorrido de la variable (implantes tutorizados con vástagos) hizo imposible el análisis.

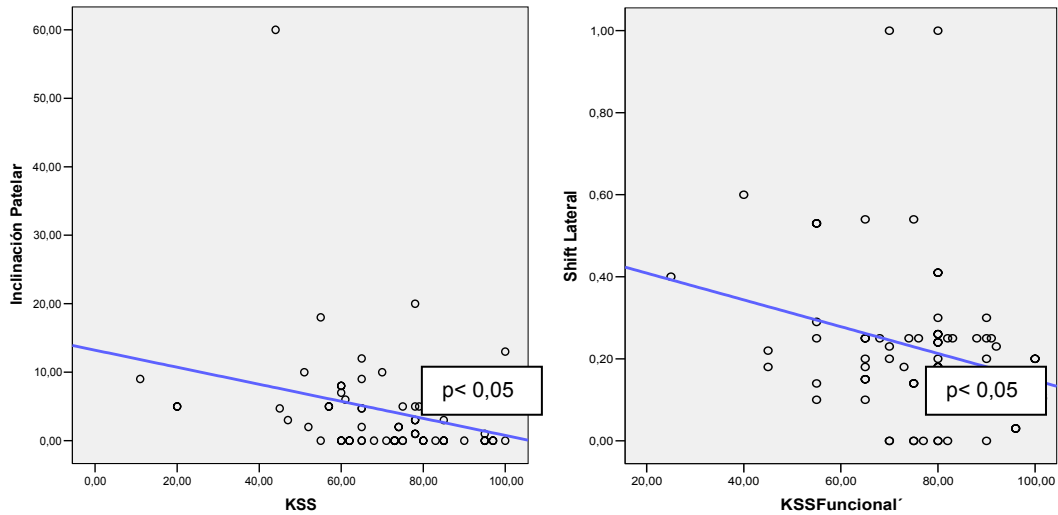
Gráficos 24 y 25: Diagrama de cajas que representa el recorrido de las variables funcionales respecto a los ejes anatómicos ($p < 0,05$).



RESULTADOS.

Las medidas de estabilidad patelar (inclinación y desplazamiento) se han correlacionado con la escala KSS en sus dos vertientes con una pendiente de la curva "r" bastante similar, es decir, se comportaban de manera bastante sincrónica. No se encontró relación con la escala WOMAC y SF-36. ($p > 0,05$)

Grafico 25 y 26: Recta de regresión de las variables.



El cociente Insall se relacionó estadísticamente con el balance articular, la flexión y el apartado articular del KSS. Los valores de mayor puntuación se situaban entre el valor 0,8 y 1,2 ($p < 0,05$). Fuera de ellos la puntuación de la escala desciende, aunque es mejor tolerada la patela alta.

Grafico 27 : Recta de regresión de las variables.

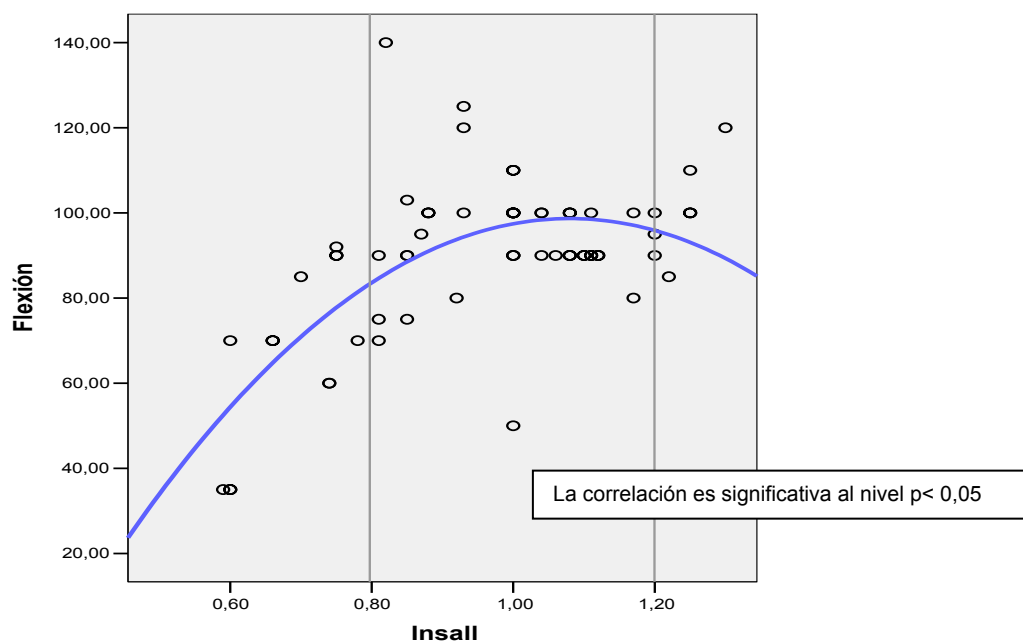
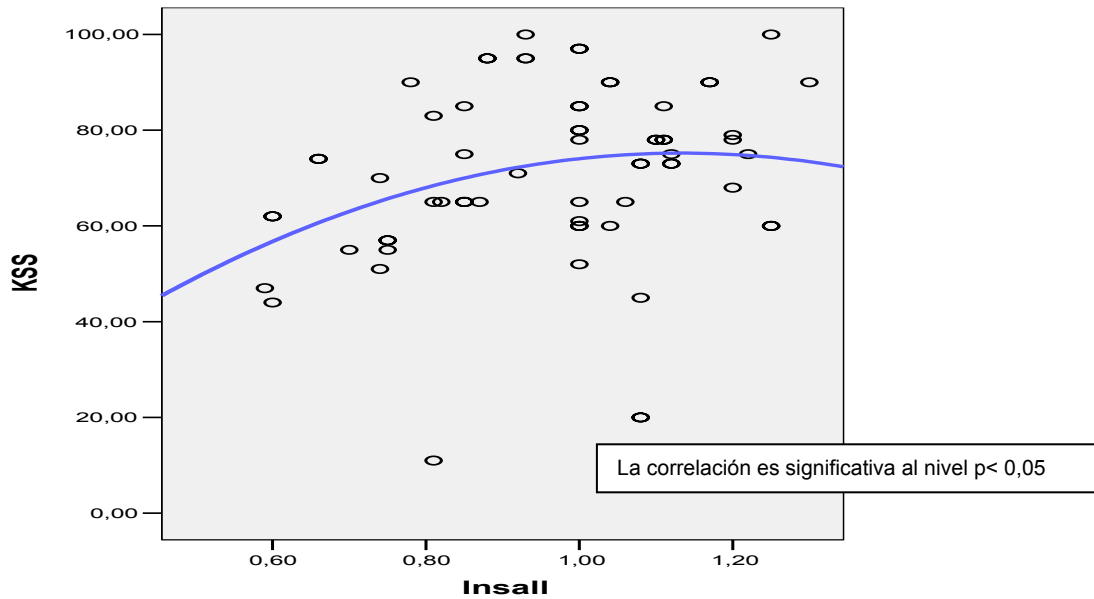


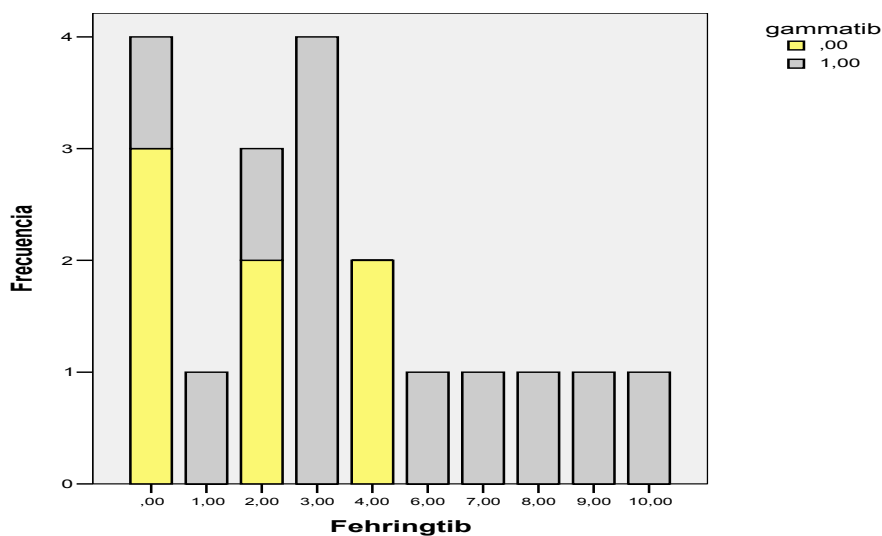
Grafico 28: Recta de regresión de las variables.



No se objetivó ninguna relación estadística entre los resultados de las escalas de salud y clínicas con respecto a la captación gammagráfica.

Si se encontró una relación entre la captación del radiotrazador en la tibia y la puntuación radiológica modificada de Fehring ($p < 0,05$), los pacientes en los que no se observaba captación en la tibia se agrupaban en el grupo 0, 2 y 4 de Fehring, una puntuación baja, dónde la artroplastia se considera no movilizada.

Gráfico 29: Diagrama de barras que muestra la captación gammagráfica en tibia según la puntuación radiológica.



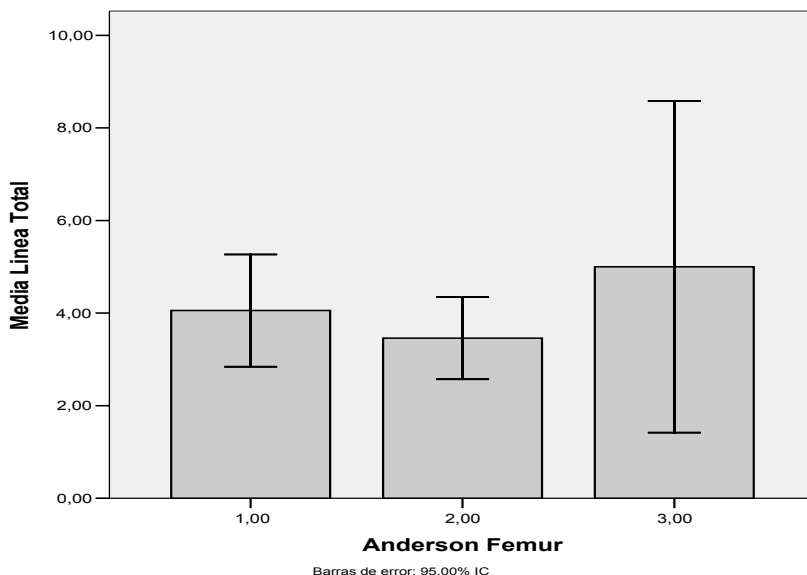
La valoración de la correcta posición de la línea articular.

El estudio de la línea articular mereció un capítulo aparte, ya que se reveló como uno de los factores de mayor impacto en la valoración de la artroplastia de revisión.

Las variables preoperatorias y operatorias no marcan ningún tipo de diferencia respecto a la consecución de la línea articular correcta, la clasificación de Anderson sobre el defecto óseo tampoco supuso un factor determinante, salvo el tipo III de fémur, donde la media de desplazamiento fue de 5 mm (r1-9) ($p < 0,05$). El correcto uso de injertos y suplementos en la cirugía fue exquisito. El grosor del polietileno también es similar en el grupo que respeta la línea articular y el que no.

	Anderson Femur	N	Media	Desviación típ.	Error típ. De la media
Línea Articular	1,00	36	,8333	5,39047	,89841
	3,00	7	5,0000	3,87298	,46385

Gráfico 32: Diagrama de barras que muestra el desplazamiento de la línea articular y su recorrido respecto la clasificación del defecto óseo.



En el estudio de las variables postoperatorias es dónde la conservación de línea articular anatómica alcanza toda su dimensión.

Las variables de flexión, extensión y rango de movimiento se correlacionan estadísticamente con esta medición. Una línea articular desplazada a distal se

RESULTADOS.

relaciona estadísticamente con una deficiencia en la extensión, y una línea desplazada a proximal se correlaciona con un descenso de la flexión. El descenso del balance articular es mayor en los casos de desplazamiento proximal. ($p < 0,05$)

Gráfico 33 y 34. Comportamiento de la flexión respecto a la conservación de la línea articular

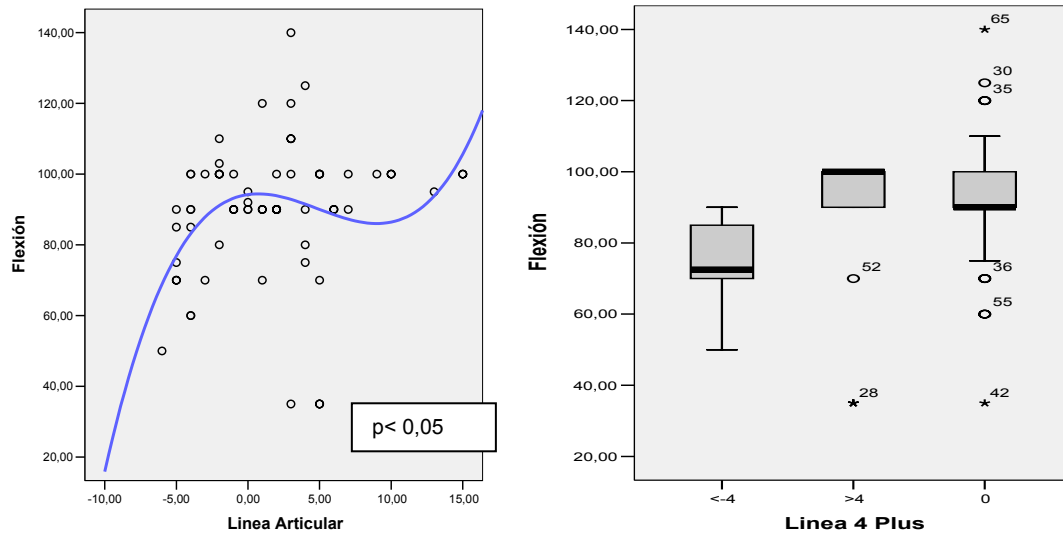
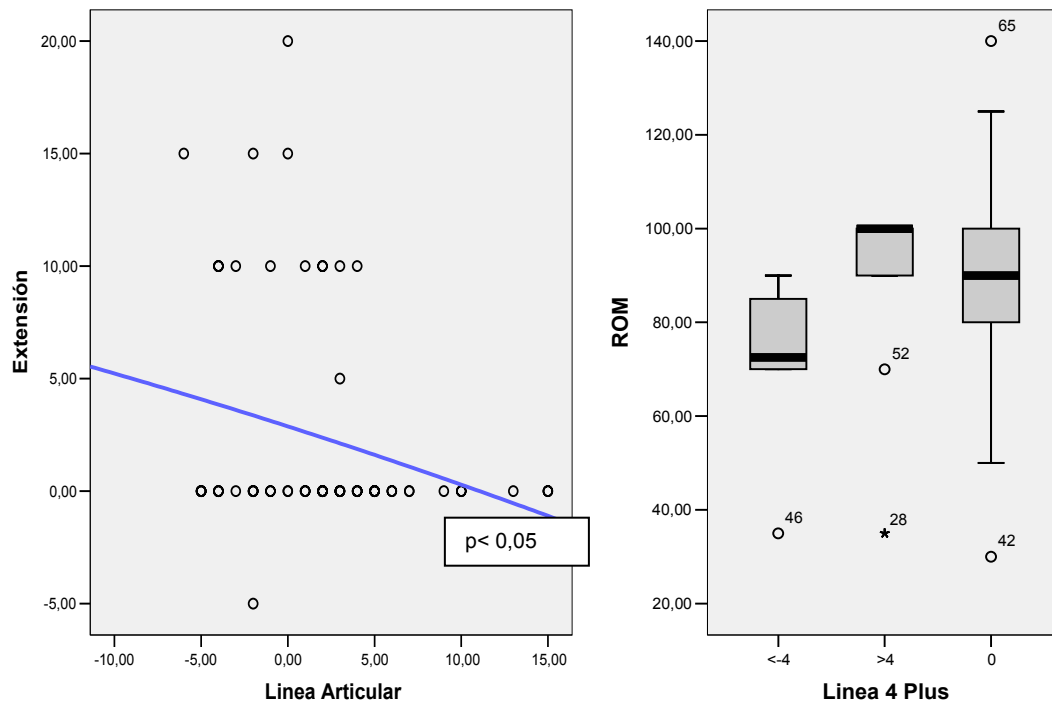


Gráfico 35 y 36. Comportamiento de la extensión y ROM respecto a la conservación de la línea articular.



RESULTADOS.

El índice de valoración clínica KSS se relacionó estadísticamente en su vertiente articular con la restauración de la línea articular. ($p < 0,05$) Es decir, una línea muy desplazada a proximal o a distal hacen descender los índices clínicos.

Gráfico 37. Correlación entre el índice articular KSS y la conservación de la línea articular, observarse los límites de ± 4 mm.

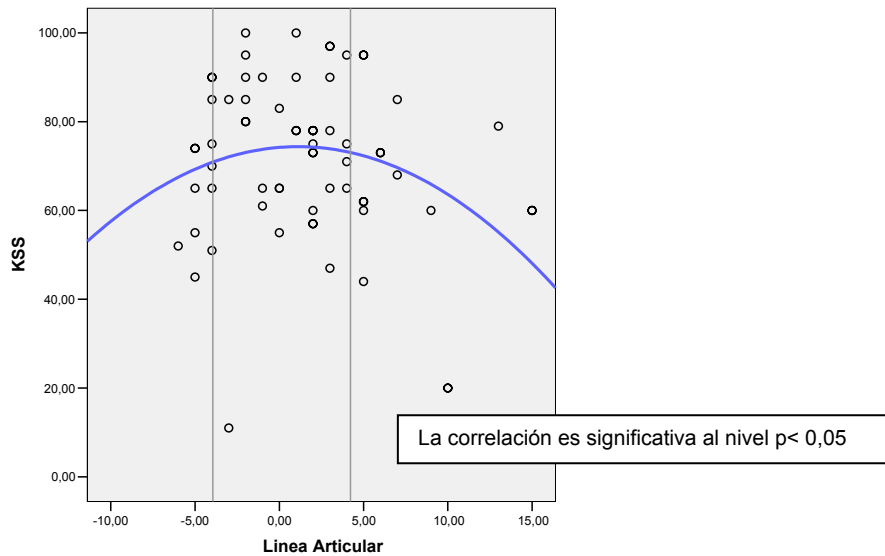
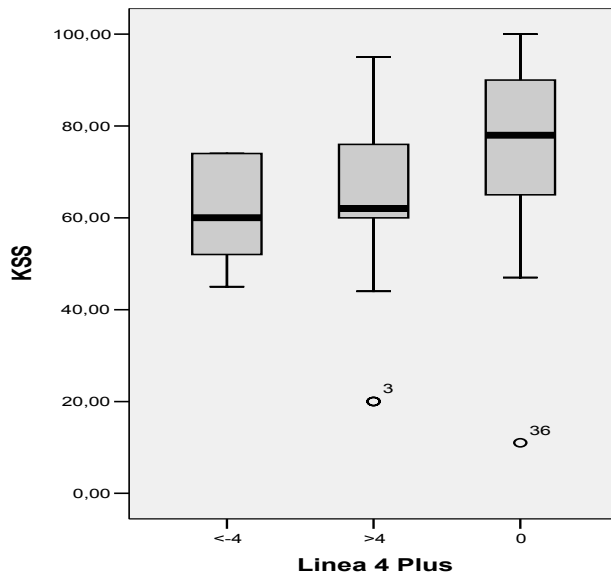


Gráfico 38: Diagrama de cajas que muestra el recorrido de la puntuación KSS articular respecto a los grupos de conservación de línea articular.



Para el resto de escalas las puntuaciones fueron más altas para el grupo que mantenía la línea articular, pero no se correlacionó con la significación aceptada. ($p > 0,05$). El grupo que conservaba la anatomía previa si que obtuvo un ma-

RESULTADOS.

por aumento de la puntuación articular del KSS entre el preoperatorio y el postoperatorio ($p < 0,05$). Es decir, la mejoría fue mayor una vez recambiados.

	Linea 4 Plus	N	Media	Desviación típ.	Error típ. de la media
KSSFuncional'	0	45	74,7333	14,98696	2,23412
	>4	16	75,4375	14,61492	3,65373
KSS	0	45	75,3556	16,79036	2,50296
	>4	16	63,5000	21,76542	5,44135
Flexión	0	45	92,6667	17,56676	2,61870
	>4	16	87,8125	22,05816	5,51454
Extensión	0	45	3,3333	5,64076	,84087
	>4	16	,0000	,00000	,00000
ROM	0	45	89,3333	20,28098	3,02331
	>4	16	87,8125	22,05816	5,51454
Sf Físico	0	45	59,6889	16,44799	2,45192
	>4	16	54,6542	11,39887	2,84972
Sf Mental	0	45	67,5881	15,58309	2,32299
	>4	16	59,1275	9,99204	2,49801
SF-36	0	45	64,8112	14,77734	2,20288
	>4	16	56,7659	9,21948	2,30487
Sf año	0	45	54,6889	18,55437	2,76592
	>4	16	39,7500	9,41984	2,35496
WOMAC 100	0	45	74,6065	17,12827	2,55333
	>4	16	67,8385	6,03658	1,50914
WOMAC Dolor 100	0	45	79,8889	13,16369	1,96233
	>4	16	79,3750	7,93200	1,98300
WOMAC Rigidez 100	0	45	73,0556	18,06624	2,69316
	>4	16	67,1875	11,06327	2,76582
WOMAC Función 100	0	45	73,2353	19,86061	2,96065
	>4	16	64,5221	7,12135	1,78034
diferenciakss	0	45	42,0889	21,63417	3,22503
	>4	16	26,6875	17,63602	4,40900
diferenciakssfunc	0	45	41,5111	22,31451	3,32645
	>4	16	45,6875	21,39383	5,34846
difrom	0	45	18,5556	19,68451	2,93439
	>4	16	19,3750	24,62214	6,15554

RESULTADOS.

	Linea 4 Plus	N	Media	Desviación típ.	Error típ. de la media
KSSFuncional'	0	45	74,7333	14,98696	2,23412
	<-4	6	72,1667	14,14803	5,77591
KSS	0	45	75,3556	16,79036	2,50296
	<-4	6	60,8333	12,05681	4,92217
Flexión	0	45	92,6667	17,56676	2,61870
	<-4	6	73,3333	14,02379	5,72519
Extensión	0	45	3,3333	5,64076	,84087
	<-4	6	2,5000	6,12372	2,50000
ROM	0	45	89,3333	20,28098	3,02331
	<-4	6	70,8333	19,34339	7,89691
Sf Físico	0	45	59,6889	16,44799	2,45192
	<-4	6	59,7675	19,89548	8,12229
Sf Mental	0	45	67,5881	15,58309	2,32299
	<-4	6	74,7917	15,97452	6,52157
SF-36	0	45	64,8112	14,77734	2,20288
	<-4	6	69,3629	16,52098	6,74466
Sf año	0	45	54,6889	18,55437	2,76592
	<-4	6	58,3333	25,81989	10,54093
WOMAC 100	0	45	74,6065	17,12827	2,55333
	<-4	6	73,7847	7,01612	2,86432
WOMAC Dolor 100	0	45	79,8889	13,16369	1,96233
	<-4	6	82,5000	8,21584	3,35410
WOMAC Rigidez 100	0	45	73,0556	18,06624	2,69316
	<-4	6	81,2500	17,23006	7,03414
WOMAC Función 100	0	45	73,2353	19,86061	2,96065
	<-4	6	70,3431	8,59592	3,50927
diferenciakss	0	45	42,0889	21,63417	3,22503
	<-4	6	27,5000	18,83348	7,68874
diferenciakssfunc	0	45	41,5111	22,31451	3,32645
	<-4	6	34,0000	13,52036	5,51966
difrom	0	45	18,5556	19,68451	2,93439
	<-4	6	-1,3333	13,44123	5,48736

Respecto a la variable de movilización se observó una relación entre la conservación de la línea articular y la movilización protésica ($p < 0,05$) convirtiendo esta variable en un predictor de primer orden.

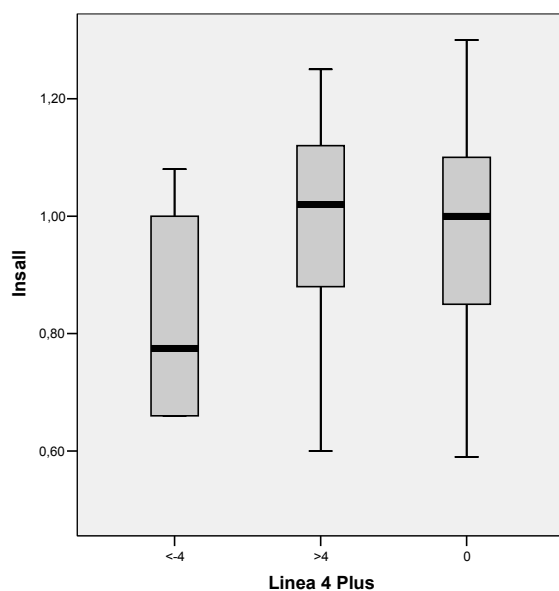
		Linea 4		Total
		n	s	
Movilización	0	5	1	6
	1	17	44	61
Total		22	45	67

RESULTADOS.

		Linea 4 Plus			
		<-4	>4	0	Total
Movilización	0	2	3	1	6
	1	4	13	44	61
Total		6	16	45	67

En el estudio de las variables radiológicas no se evidenció ningún tipo de diferencia, salvo el coeficiente Insall, que variaba respecto el desplazamiento de la línea articular ($p < 0,05$). Algo bastante evidente, pero dónde se objetiva la consistencia del razonamiento y la validez interna en la toma de datos.

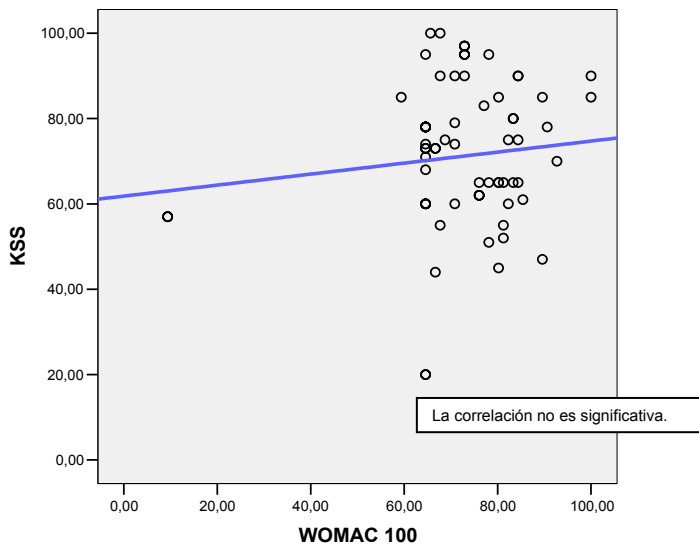
Gráfico 39: Diagrama de caja dónde se observa la variación del coeficiente Insall.



Concordancia entre KSS en comparación con el WOMAC y SF-36.

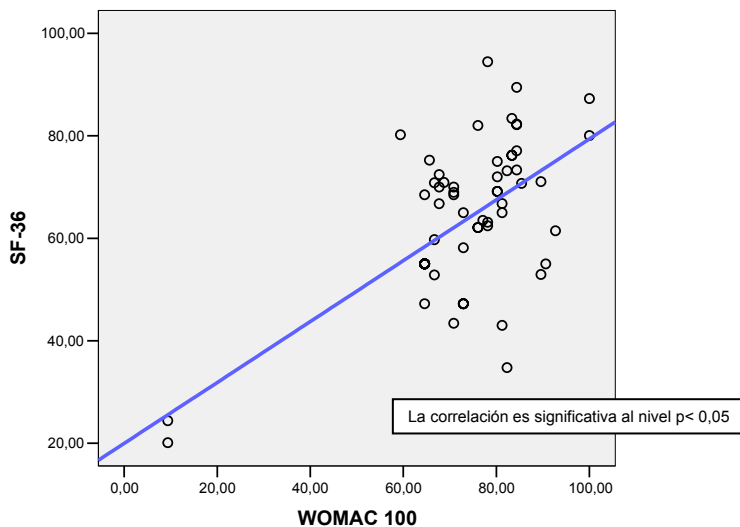
El índice clínico KSS no se correlaciona con los resultados de la escala WOMAC y SF-36 ($p > 0,05$). Aunque los resultados siguen una relación aritmética positiva estos no se relacionan de manera estadísticamente significativa. El KSS funcional se correlacionaba con la vertiente física del SF-36.

Gráfico 30. Comportamiento del KSS articular respecto al WOMAC global.



Sin embargo, el WOMAC y el SF-36 si que tienen un comportamiento predecible y parejo, con una alta concordancia interna. La vertiente WOMAC del dolor no se relaciona con la rigidez y con el SF-36 mental. El resto si que poseen una alta concordancia. ($p < 0,05$).

Gráfico 31. Comportamiento SF-36 respecto al WOMAC global.



Contraste de hipótesis según el tipo de fijación del implante.

Ya que la valoración de los sistemas de fijación supone una de las mayores controversias en el estudio de la artroplastia de revisión se ha considerado esta variable por separado, cotejandola con el elenco completo del estudio. Además la fijación difiere claramente en el sistema de valoración radiológica del implante.

RESULTADOS.

Respecto a las variables de edad, sexo, filiación y antecedentes no se encuentran diferencias estadísticamente significativas.

En la técnica quirúrgica tampoco hay diferencias estadísticamente significativas, el tiempo quirúrgico es prácticamente el mismo. La cuantificación de la hemorragia es ligeramente superior en las artroplastias de fijación híbrida (n) ($p > 0,05$). No hay diferencias en cuanto al uso de injertos.

La media de la flexión en las artroplastias cementadas (c) es de 89° , siendo de 90° en las de fijación híbrida. Con respecto a la extensión si se observan diferencias estadísticamente significativas de 3° respecto a 1° a favor de las cementadas ($p < 0,05$). El balance articular no se significó estadísticamente.

El índice de valoración clínica KSS y el de salud SF-36 no mostró diferencias respecto al tipo de cementación, siendo los valores superiores en las artroplastias de fijación híbrida. ($p > 0,05$).

El dolor utilizando la escala KSS tampoco se significó de manera estadística ($p > 0,05$), si que aparecieron 3 casos de dolor a punta de vástago en la tibia en los casos de fijación híbrida (10% de los casos), pero la localización del dolor tampoco se significó de manera estadística ($p > 0,05$).

La escala de valoración WOMAC si que se diferenció de manera estadística, tanto en su clasificación global como en la rigidez y en la función, sin embargo, la puntuación del dolor no mostró estas diferencias ($p < 0,05$).

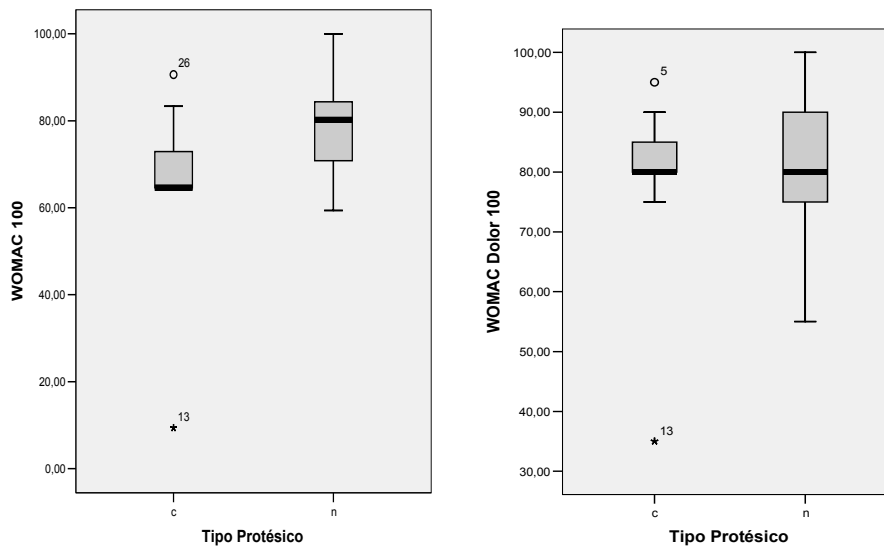
	Tipo Protésico	N	Media	Desviación típ.	Error típ. De la media
IMC	c	29	31,1138	3,69040	,68529
	n	38	31,2158	4,43651	,71970
Hemorragia	c	29	282,7586	211,38821	39,25381
	n	38	306,5789	197,32366	32,01013
Tiempo Quirúrgico	c	29	143,5172	23,51386	4,36641
	n	38	143,7895	23,78866	3,85903
Hospitalización	c	29	22,8276	19,42397	3,60694
	n	38	12,6579	2,75363	,44670
Edad	c	29	79,7241	4,37441	,81231
	n	38	78,3684	4,43220	,71900

RESULTADOS.

	Tipo Protésico	N	Media	Desviación tít.	Error tít. De la media
Flexión	c	29	89,3103	17,66373	3,28007
	n	38	90,1316	20,25002	3,28499
Extensión	c	29	0,0345	3,09934	,57553
	n	38	3,5526	6,03009	,97821
ROM	c	29	88,2759	17,69160	3,28525
	n	38	86,5789	23,40782	3,79725

	Tipo Protésico	N	Media	Desviación tít.	Error tít. de la media
WOMAC 100	c	29	64,9784	16,89394	3,13713
	n	38	78,9748	9,05470	1,46887
WOMAC Dolor 100	c	29	78,6207	12,81019	2,37879
	n	38	81,0526	10,72745	1,74022
WOMAC Rigidez 100	c	29	61,6379	12,90895	2,39713
	n	38	80,5921	14,73223	2,38988
WOMAC Función 100	c	29	61,3590	19,46555	3,61466
	n	38	78,1734	10,55775	1,71269

Gráfico 40: Diagrama de caja dónde se observa la variación del WOMAC respecto al tipo de fijación protésica.



La valoración de estabilidad patelar y radiológica de los implantes no mostró ninguna inferencia significativa, al igual que los ejes de los implantes y el eje anatómico articular. ($p > 0,05$).

RESULTADOS.

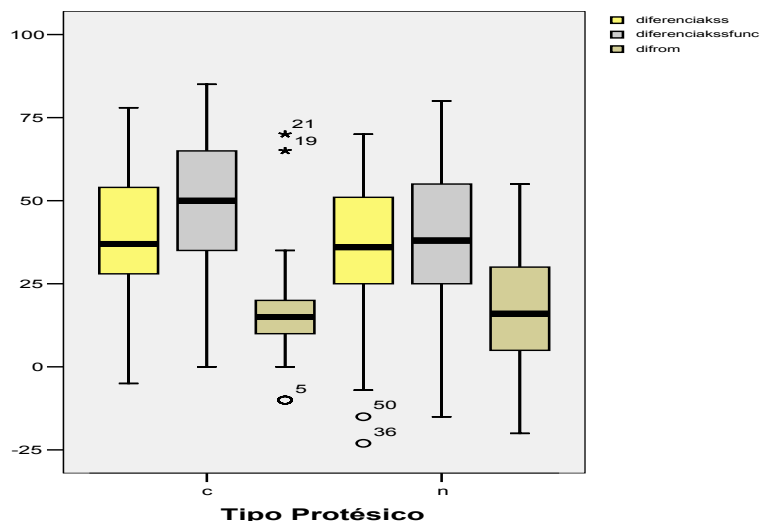
Si se encontró una diferencia estadística respecto a la consecución de la línea articular. Las prótesis de fijación híbrida lograron reproducir la anatomía previa con mayor fidelidad. ($p < 0,05$)

	Tipo Protésico	N	Media	Desviación típ.	Error típ. de la media
Áreas Fémur	c	29	2,5862	5,62848	1,04518
	n	38	3,9474	3,34460	,54257
Áreas Tibia	c	29	4,4828	3,54180	,65770
	n	38	3,4474	2,34460	,38034
Inclinación Patelar	c	29	2,7586	4,26493	,79198
	n	38	5,5579	10,12852	1,64306
Shift Lateral	c	29	,2783	,23175	,04303
	n	38	,1937	,15395	,02497
Shift Posterior	c	29	1,2069	3,32071	,61664
	n	38	1,9474	5,68044	,92149
Insall	c	29	,9697	,17575	,03264
	n	38	,9597	,18947	,03074
Rx Femur AP	c	29	95,2759	2,60352	,48346
	n	38	95,2632	1,13147	,18355
Rx Tibia AP	c	29	89,6552	2,66292	,49449
	n	38	89,8684	,81111	,13158
Rx Tibia LAT	c	29	89,8966	,55709	,10345
	n	38	89,7632	1,02494	,16627
Eje Anatómico	c	29	5,9310	3,66383	,68036
	n	38	5,2632	1,62221	,26316

		Linea 4		Total
		n	s	
Tipo Protésico	c	14	15	29
	n	8	30	38
Total		22	45	67

No se han encontrado diferencias entre la variación del índice KSS y del balance articular entre grupos respecto al tipo de fijación protésica, pudiendo afirmar que el área de mejora con ambos sistemas es parejo. ($p > 0,05$)

Gráfico 41: Diagrama de caja dónde se observa la no diferencia entre grupos.

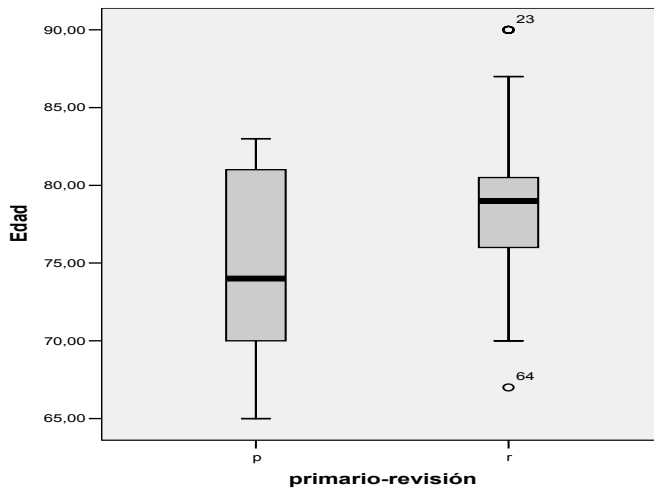


Contraste de variables de las artroplastias de revisión (r) y grupo control de artroplastias primarias (p).

Para el contraste de hipótesis se han comparado la edad de los pacientes y la antigüedad de las artroplastias. La edad es bastante similar entre grupos pero se diferencia de manera estadística entre ellos ($p < 0,05$), ya que el grupo de revisión previamente y por definición fue intervenido mediante una artroplastia primaria. Por lo que la edad es mayor en el grupo de revisión protésica.

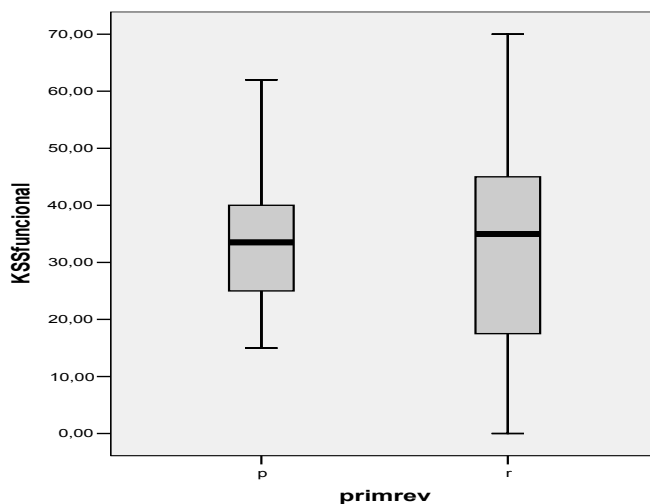
El tiempo de seguimiento no ha diferido entre grupos.

Gráfico 42: Diagrama de caja dónde se observa la variación de la edad respecto a los grupos de cirugía primaria y de revisión.



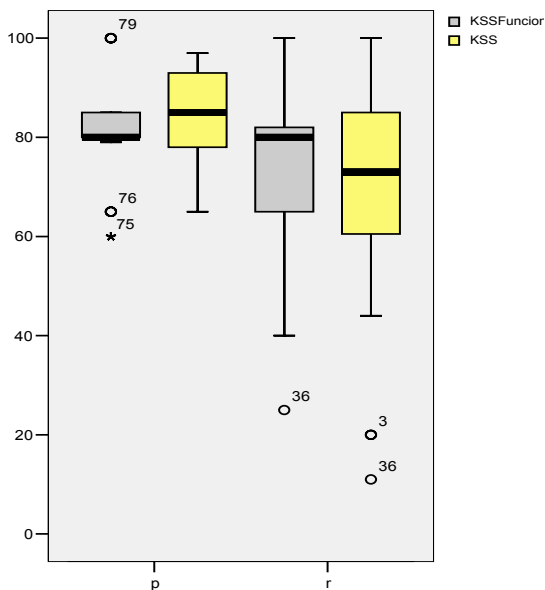
La escala KSS funcional previa a ambas cirugías posee una diferencia estadística, es decir, la exploración de la actividad de los pacientes que esperan una revisión protésica es menor que los que esperan su prótesis primaria ($p < 0,05$), sin embargo, la exploración articular no difiere entre los grupos.

Gráfico 43: Diagrama de caja dónde se observa la variación de la valoración funcional KSS.



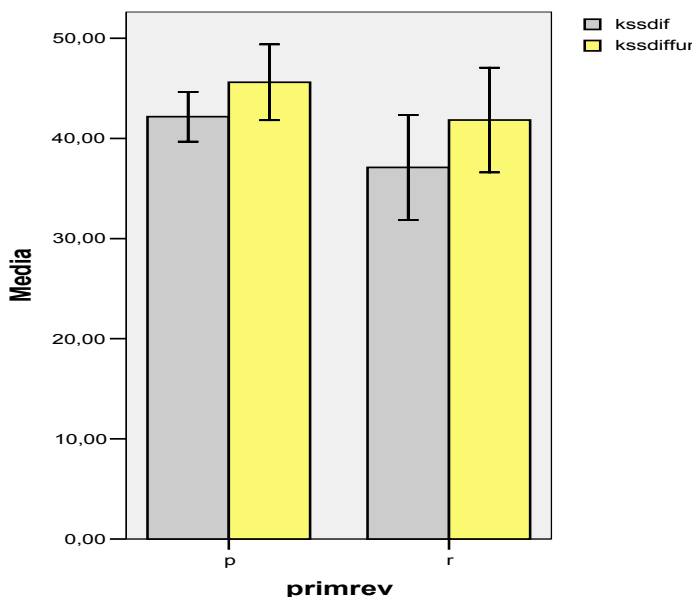
La valoración de la misma escala después de la cirugía es diferente, poseyendo en ambas vertientes unos mejores resultados el grupo de artroplastia primaria. ($p < 0,05$)

Gráfico 44: Diagrama de caja dónde se observa la diferencia entre grupos de la valoración KSS.



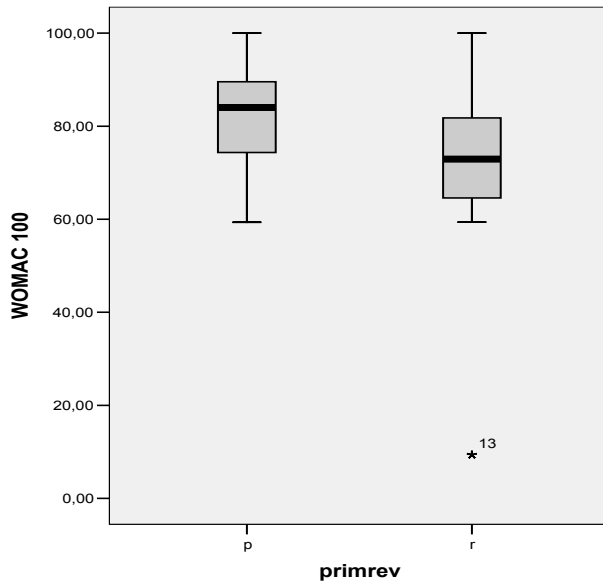
Lo particular del caso, es que el área de mejora del KSS en ambos tipos de pacientes es similar desde el punto de vista estadístico ($p > 0,05$), es decir, se puede esperar en ambos grupos una mejoría similar una vez intervenidos.

Gráfico 45: Diagrama de caja dónde se observa la no diferencia entre la mejora del KSS entre el grupo de cirugía primaria y de revisión.



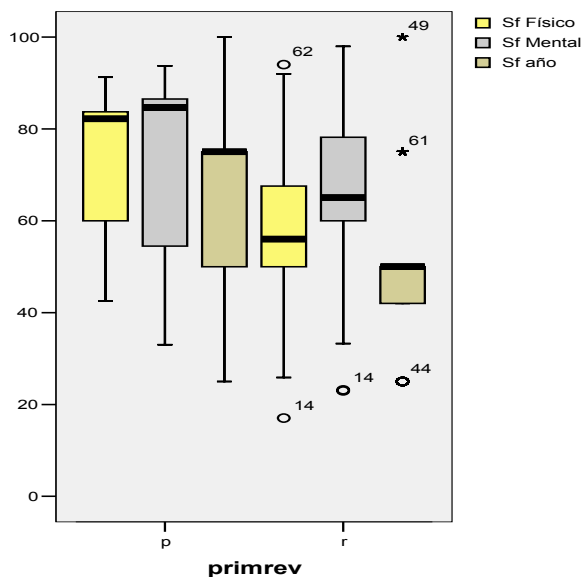
Respecto al WOMAC se encuentran diferencias con grado de significación $p < 0,05$ respecto al dolor, la función y el índice global, no hay diferencias respecto a la rigidez.

Gráfico 46: Diagrama de caja dónde se observa la diferencia del WOMAC global entre grupos.



En el SF-36 también se encuentran estas diferencias ($p < 0,05$) en el índice global, el físico y el mental. Si desgranamos el índice en sus ocho dimensiones, se observa que la percepción personal de su salud, la vitalidad y su rol social (4, 5 y 6) no difiere entre pacientes con artroplastias primarias o de revisión ($p > 0,05$), aunque la esperanza de mejora de salud en un año es menor en las revisiones.

Gráfico 47: Diagrama de caja dónde se observa la diferencia del SF-36 entre grupos.



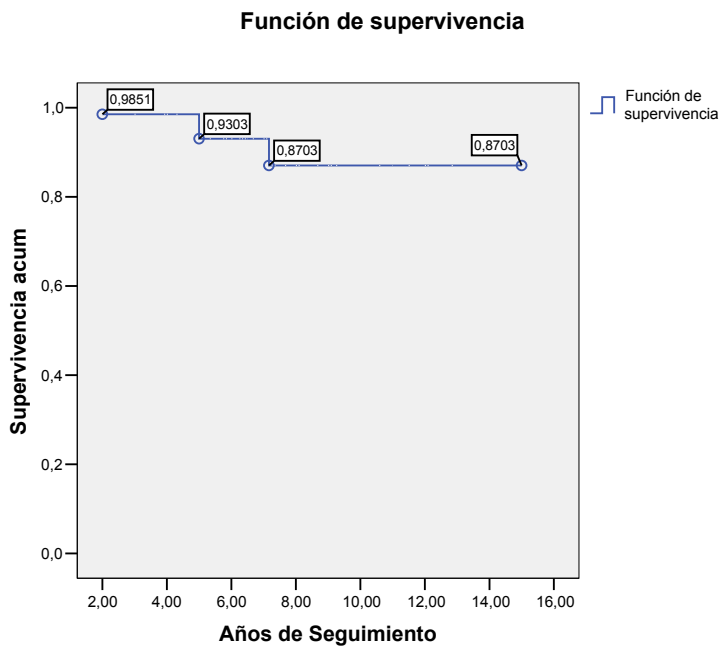
RESULTADOS.

Estadísticos de grupo

	primrev	N	Media	Desviación típ.	Error típ. de la media
KSSfuncional	r	67	32,8358	19,05780	2,32828
	p	54	35,0000	12,75458	1,73568
KSSprevio	r	67	34,1194	14,45004	1,76535
	p	54	42,2222	12,99879	1,76891
KSSFuncional'	r	67	74,6716	14,63432	1,78787
	p	54	80,6111	8,03393	1,09328
KSS	r	67	71,2239	18,50784	2,26109
	p	54	84,3889	9,32519	1,26900
kssdiffun	r	67	41,8358	21,42612	2,61762
	p	54	45,6111	13,88146	1,88903
kssdif	r	67	37,1045	21,47594	2,62370
	p	54	42,1667	9,11716	1,24069
Sf Físico	r	67	58,4937	15,63875	1,91058
	p	54	74,2028	15,40770	2,09672
Sf Mental	r	67	66,2127	14,96870	1,82872
	p	54	72,8017	18,75100	2,55169
SF-36	r	67	63,2975	14,17125	1,73129
	p	54	73,5033	16,26775	2,21376
Sf año	r	67	51,4478	18,56951	2,26863
	p	54	61,9444	19,77269	2,69072
WOMAC 100	r	67	72,9167	14,69228	1,79495
	p	54	82,4100	11,66021	1,58675
WOMAC Dolor 100	r	67	80,0000	11,64500	1,42266
	p	54	90,7778	9,79539	1,33298
WOMAC Rigidez 100	r	67	72,3881	16,78988	2,05121
	p	54	69,1667	19,03993	2,59101
WOMAC Función 100	r	67	70,8955	17,13751	2,09368
	p	54	87,2889	12,57495	1,71123

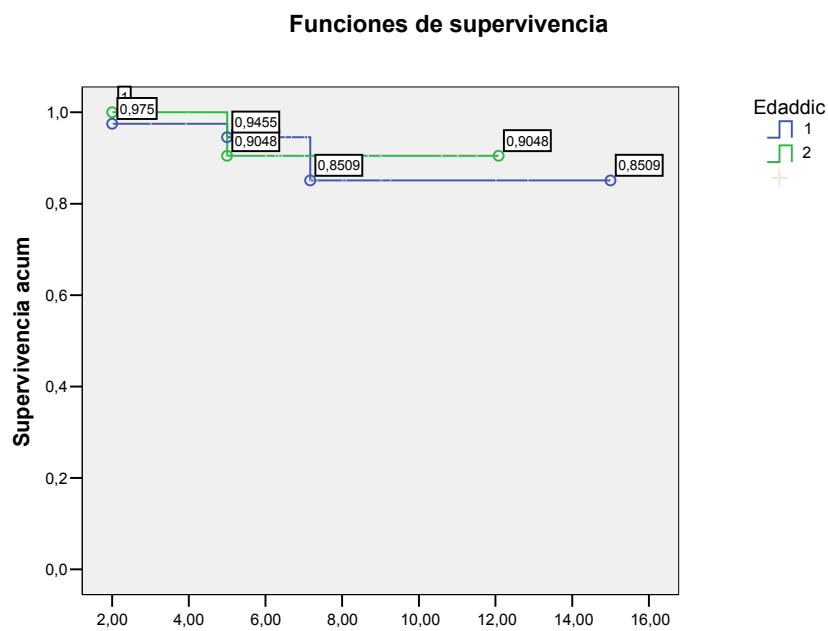
Estudio de la supervivencia de la artroplastia de revisión.

Se ha estudiado la supervivencia global de la artroplastia de revisión. A los 2 años la supervivencia de los implantes era del 98,5% (IC para el 95 % de 98-99%). A los 5 años la supervivencia era de un 93% (IC para el 95 % de 92-94%), a los 10 años era de 87% (IC de 86-88%).



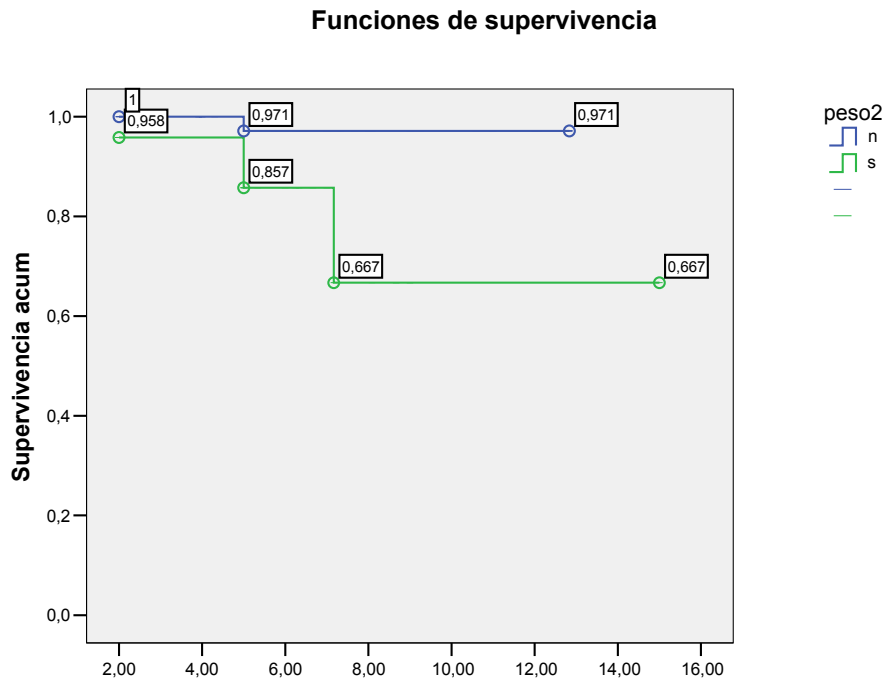
Estudio de la supervivencia respecto a las variables previas a la intervención.

La edad del paciente no supone un factor determinante respecto a la supervivencia ($p > 0,05$) aunque si que se dividen los pacientes entre los de edad mayor o igual a 80 años (2) y los menores de 80 años (1), se apreciaba una supervivencia menor en los pacientes menores de 80 años ($p < 0,05$).

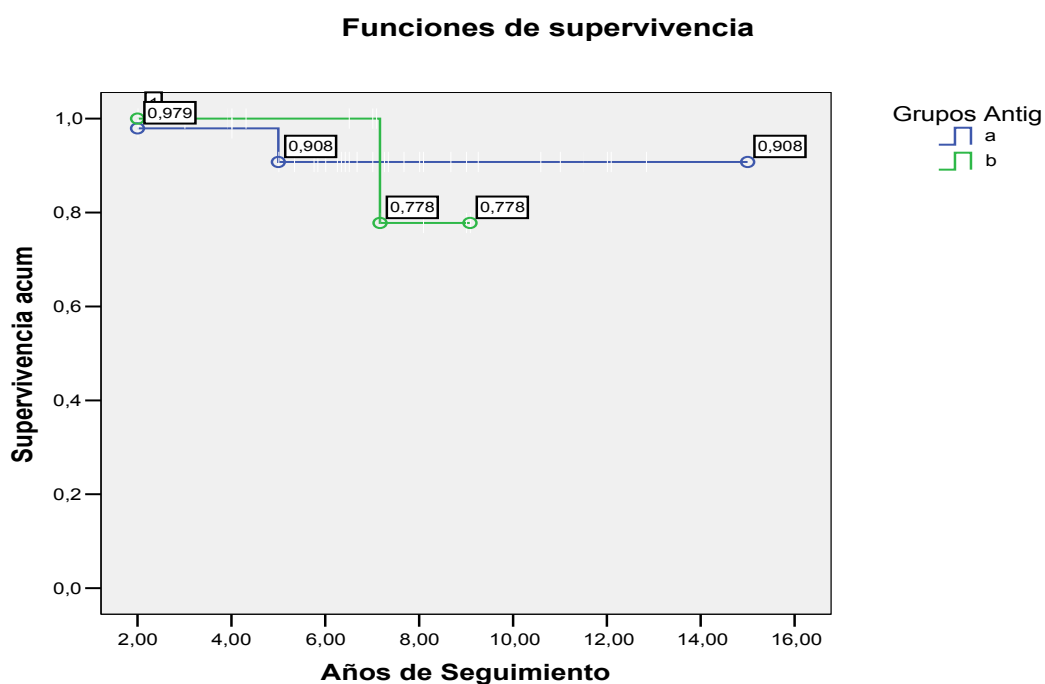


RESULTADOS.

El peso ha sido uno de los elementos más importantes a la hora de estudiar la supervivencia de los implantes, ya que un peso superior a 80 kilos hacía 10 veces más frecuente el fracaso de la artroplastia de revisión, descendiendo la supervivencia global hasta el 66% a los diez años ($p < 0,05$). Esta relación también se encontró en el IMC, pero no fue estadísticamente significativa.



La antigüedad previa a la cirugía de revisión se ha presentado como una variable determinante en el estudio de la supervivencia, ésta es mayor en los casos donde la cirugía previa difería más de 5 años de la de revisión (grupo a) ($p < 0,05$). Existen cinco veces más posibilidades de fracaso de la artroplastia si la prótesis previa posee menos de 5 años de evolución (Exponencial de B: 0,19. IC 95%: 0,03-1,05)

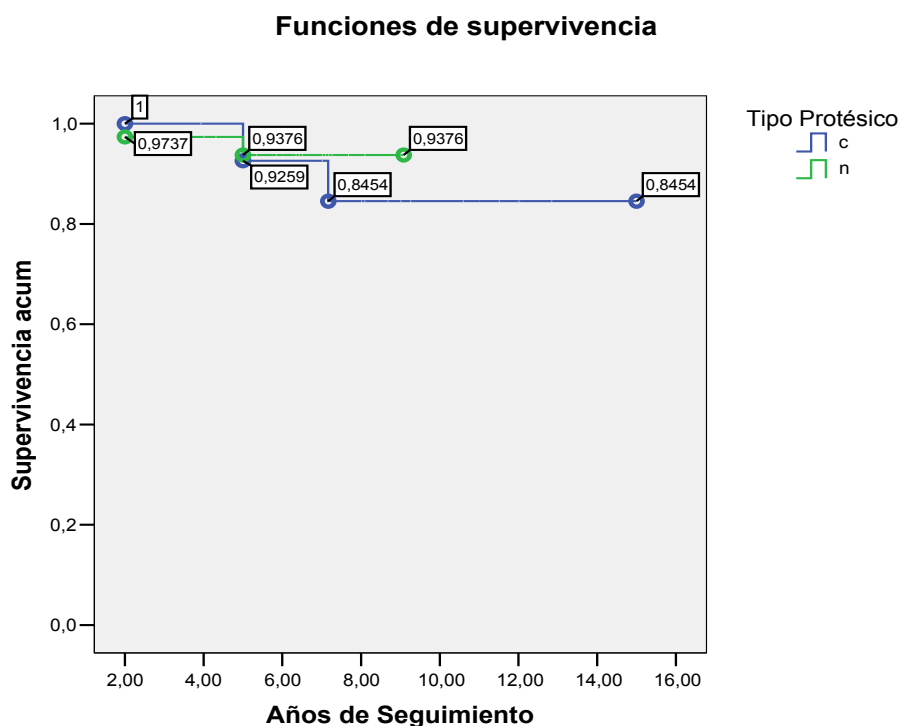


Las variables de la clasificación de Anderson en tibia y fémur no se correlacionan tampoco con la supervivencia, ya sea por separado por análisis de Kaplan-Meier o conjuntamente mediante regresión de cox. ($p > 0,05$)

El resto de variables preoperatorios tampoco supusieron una alteración de la supervivencia.

Estudio de la supervivencia respecto a las variables intraoperatorias.

Este apartado es uno de los más importantes de la supervivencia, ya que se compararon según la fijación del implante, ya sea híbrido o cementado. No se encontraron diferencias estadísticamente significativas. Además ambas curvas se comportan de manera similar respecto al paso del tiempo a los 2, 5 y 10 años. Siendo sensiblemente menor la de los casos cementados. ($p > 0,05$)



Estudio de la supervivencia respecto a las variables postoperatorias.

Las variables postoperatorias que han variado la supervivencia del implante han sido las del estudio radiológico.

La puntuación en la escala de Fehring “posiblemente inestable” en el implante tibial posee una supervivencia menor ($p < 0,05$) que las “estables”, siendo su probabilidad de fracaso 5 veces mayor que las “estables”.

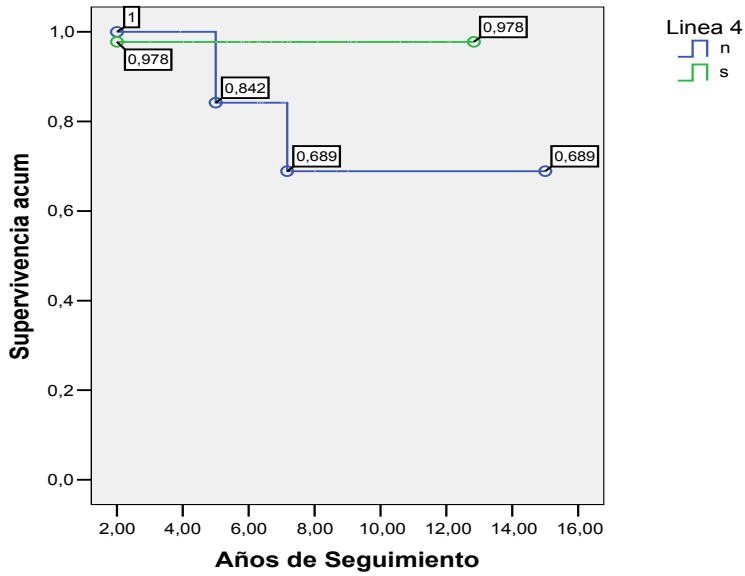
La reproducción de la línea articular previa ha sido un factor de primer orden ($p < 0,05$). La supervivencia a los 10 años era del 97% si la restauración era correcta. La estimación de supervivencia a los 5 años descendía un 13% y a los 10 años un 31% en el grupo que no respeta la anatomía previa. El riesgo de fracaso es nueve veces mayor en este grupo (IC 95% 1-79).

Respecto al sentido del desplazamiento de la línea articular fue mucho más catastrófico cuando se desplazó a proximal, ya que la estimación de supervivencia más allá de los 8 años fue del 0%, si se desplazaba a distal la estimación fue del 76% a los 10 años. ($p < 0,05$). Y la proporción de riesgo es 14 veces mayor en los casos de desplazamiento proximal (IC 95% 1,2 -158,4). Además estudiando conjuntamente las variables que de manera estadística aumenta-

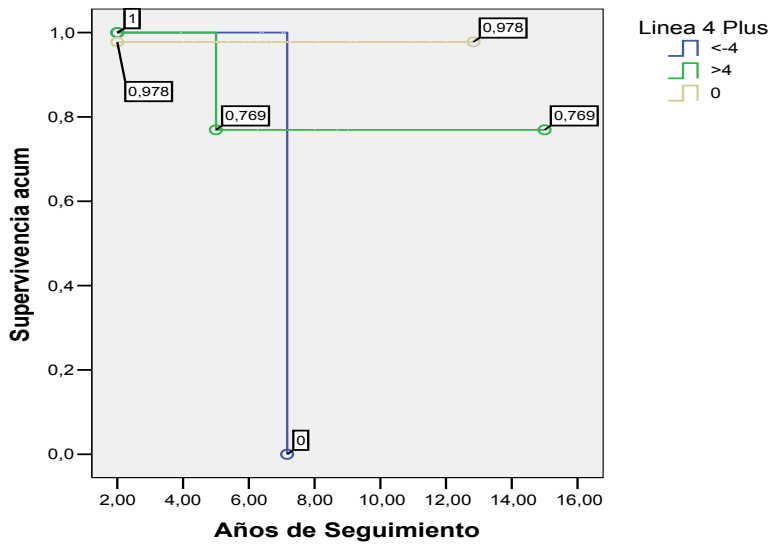
RESULTADOS.

ban la supervivencia del implante, el desplazamiento de la línea articular es la variable más influyente entre todas ellas.

Funciones de supervivencia



Funciones de supervivencia



DISCUSIÓN.

El estudio de la artroplastia total de rodilla de revisión posee una gran dificultad desde su planteamiento: la imposibilidad de estándares de comparación. No es una cirugía reglada, sino de salvamento, de ahí que el número de artículos de nivel de evidencia I y II sobre el tema sean bastante escasos⁶. La información clínica ideal está garantizada por un estudio clínico de gran tamaño, controlado, aleatorizado y prospectivo, pero esos trabajos son técnicamente complejos y a veces impracticables¹¹³.

El principio desde el cual desplegamos la discusión es la de la crítica racional de los resultados comparado con la ciencia contrastada vigente, sabiendo que en algunos puntos ésta es bastante escasa y sesgada, y en algunas ocasiones inexistente.

Revisión Bibliográfica Sistemática.

Para la realización de la revisión bibliográfica se realizó una búsqueda sistemática en la base de datos Medline mediante el thesaurus MeSH sin límite temporal con los términos "Arthroplasty, Replacement, Knee" y "Reoperation, Revision". Para la realización de una búsqueda de trabajos de alta calidad (tipo I y II) se ha acotado mediante los límites "Type of Article" eligiendo sólo los ensayos clínicos y meta-análisis. El número de artículos prospectivos aleatorizados encontrados fue de doce^{114 115 116 117 118 119 120 121 122 123 124 125}, y el de Meta-análisis fue de dos^{113 126}. Todos ellos tratan temas muy dispares en la revisión de la artroplastia total de rodilla, y sólo en tres de ellos se utilizan las escalas clínicas y de salud.

Discusión sobre la distribución de las variables, su inferencia estadística y el contraste de hipótesis en las artroplastias de revisión.

Discusión sobre las variables epidemiológicas.

Las variables epidemiológicas poseen una gran diversidad entre artículos, ya que dependen directamente del planteamiento del mismo, criterios de inclusión y de su validez interna, por lo que es muy difícil intentar extraer conclusiones de la mera recogida de datos.

La edad media de los pacientes sometidos a cirugía de revisión es de 78 años (67-90), media mucho más elevada si lo comparamos con los 67 años (45-90) en los que Sheng et al. cifra la media de su meta-análisis con 33 estudios^{6 126}. Pero en estos estudios la media de seguimiento era de 48 meses (6-108), mientras que en nuestro caso era de 85 (24-150). Las medias de las edades entre trabajos difieren entre los 61 y 74 años¹¹³. En nuestro estudio la distribución de la edad se desarrolla según la normal, fundamental para su utilización como elemento de comparación.

Respecto a la supervivencia del implante, en la literatura esta es mayor en los pacientes que rebasan los 75 años de edad¹²⁷, en nuestro estudio se cifró en los mayores de 80 años, ya que nuestra muestra posee una media de edad más avanzada. Esta supervivencia aumentada se intenta explicar con los requerimientos menores de la prótesis en la gente anciana, ya que se produciría un menor micromovimiento de los implantes y menor desgaste del polietileno. En todo caso la edad no puede ser una contraindicación para la cirugía⁶.

El sexo de los pacientes se decanta principalmente hacia el femenino, en un 91% de los casos. Cifra que difiere del 28% al 82% en la literatura revisada. Esto no quiere decir que el fracaso de la artroplastia primaria es más frecuente en las mujeres, pero es un hecho que la cifra llama la atención y que debería ser estudiado en trabajos posteriores, particularmente en su relación con la osteoporosis, la hipotonía muscular y la laxitud ligamentosa, ya que se excede en los objetivos de esta tesis.

El peso, la talla y el IMC está muy poco estudiado en los artículos revisados, no suele formar parte en la toma de datos de los registros de artroplastias de revisión¹²⁸, siendo una de las variables más importantes en la supervivencia del

implante¹¹⁵. Llama la atención que todos los pacientes introducidos en este estudio poseían sobrepeso u obesidad según la OMS, ya que en todos los casos rebasaban el límite del IMC normal. Singh et al. en su estudio sobre los predictores de la limitación funcional a los dos años de la cirugía encontró el IMC elevado y el sexo femenino como limitadores de la actividad funcional¹²⁹. En nuestros resultados el IMC no se revela de manera estadística como limitante de la supervivencia, aunque en los casos que fracasaron la media del IMC era de 34,88, mientras que en el resto era de 30,09.

Respecto a los índices clínicos y de salud no se encuentra diferencia entre las diferentes variables epidemiológicas, excepto en la predicción personal del estado de salud en el futuro (SF-36 al año) que era menor en los pacientes cuanto mayor era su edad ($p < 0,05$). A este respecto, Dahm et al, en un estudio de casos apareados encontró unos mayores índices del KSS en los pacientes menores de 70 años, pero comparando pareja por pareja no encontró esta característica¹³⁰. Respecto al IMC no parece que está muy clara su relación pero si se puede encontrar peores puntuaciones del sistema WOMAC en los pacientes obesos, sobretodo en la parte referente al dolor¹³¹.

Discusión sobre el estado de salud previo a la cirugía de revisión.

El estado de salud previo parece ser que es uno de los limitantes de base respecto a los resultados de la cirugía protésica de revisión¹³². En nuestro estudio el número de diagnósticos asociados y la clasificación ASA preoperatorio se correlacionan con las escalas WOMAC y SF-36 de manera estadísticamente significativa en el postoperatorio, no encontramos estos resultados respecto a la movilización del implante o a su función. Ghomrawi encuentra los mismos resultados que nosotros respecto a las dos escalas¹³¹ y se puede afirmar que los pacientes con alta morbilidad poseen deficiencias para caminar y subir escaleras¹²⁹. Por lo que se hace necesario explicar a este tipo de pacientes que los resultados globales de la cirugía probablemente sean menores a los esperados, aunque respecto al implante y al rango de movimiento esta relación no está tan clara.

Discusión respecto a las variables relacionadas con la artroplastia previa a la cirugía.

Éste es uno de los puntos clave respecto al estudio de la artroplastia de revisión, ya que la etiología del fracaso de la prótesis primaria condiciona claramente los resultados posteriores⁶.

Como era de esperar la lateralidad no es ningún condicionante de la cirugía de revisión, y se reparten en la literatura de manera totalmente espurea.

Respecto a la causa de revisión no se ha podido discernir la etiología primaria, ya que en los objetivos de este trabajo no se marca el estudio del fracaso del implante primario, muy lejos del fin perseguido al realizar esta tesis, que es el estudio del implante de revisión. Genéricamente se les ha dado el nombre de “movilizaciones asépticas”.

Se han retirado de la población las revisiones por movilización séptica o por infección profunda¹³³, ya que pensamos que el tratamiento del paciente en dos tiempos, las pautas de rehabilitación, el tipo de defecto óseo, la integración de los implantes previos y el tipo de cirugía son diametralmente opuestos a los conceptos de la movilización aséptica¹³⁴ por lo que podría influir en los resultados¹³⁵. Además para la comparación con el grupo de artroplastia primaria se hace necesario que el punto de partida sea lo más parejo posible, para poder cruzar los resultados con el mínimo sesgo posible¹³⁶.

La antigüedad del implante previo se ha convertido en un indicador de primer orden respecto a la futura función de esa artroplastia. Una antigüedad mayor de 5 años de la artroplastia primaria aumenta la supervivencia del implante de revisión¹²⁷ en esa misma localización, pero lo que no se ha estudiado es qué ocurre con los índices articulares y de salud. En nuestro trabajo descubrimos que si la artroplastia previa posee una evolución menor de 5 años el paciente poseía más dolor, más rigidez articular y un balance de movimiento menor por un descenso franco de la flexión en su prótesis de revisión. Esto también se veía reflejado en la escala KSS y en la vertiente relativa al dolor del WOMAC, en el resto de la escala WOMAC y en la referente al estado de salud SF-36 no había diferencias. Y es comprensible, ya que el índice WOMAC y SF-36 son suficientemente independientes de los resultados articulares¹⁰⁰.

Se ha intentado dar como causa para el aumento de la supervivencia que los pacientes que portan una prótesis primaria más de cinco años, cuando se enfrentan a la revisión, poseen una edad mayor que el resto, y como la edad aumenta la supervivencia del implante, esta podría ser la razón¹²⁷. Pero hemos demostrado y la literatura así lo corrobora¹³⁷ que los índices articulares y de calidad de vida no se relacionan directamente con la edad del paciente, así que si la causa directa del aumento de supervivencia en el grupo de las artroplastias primarias con antigüedad mayor de 5 años es la edad, los índices antes descritos no deberían variar, pero si lo hacen. Así que debemos pensar en una causa multifactorial. Probablemente es necesario conocer la etiología que subyace bajo el aflojamiento aséptico antes de enfrentarnos al recambio, ya que si ésta produjo un fracaso precoz en la prótesis primaria probablemente vuelva a repetir el proceso en la revisión.

La movilización aséptica, la inestabilidad, el desgaste del polietileno y la infección son las causas más frecuentes de revisión de la cirugía protésica. Cuando una artroplastia fracasa por cualquiera de estas causas hay una pérdida de tejido óseo que compromete la fijación de los nuevos implantes¹³⁸.

En nuestros resultados el defecto óseo más frecuente en tibia era el tipo II (67%), seguido del tipo I (23%) y el III (10%). En las series publicadas el tipo I (43-49%) y el tipo II (33-54%) son los grupos más frecuentes. Respecto al fémur nuestros resultados son parejos a la literatura científica, agrupándose en el tipo I y II el 90 % de los casos (87-91%)^{135 139 140}.

Es de esperar que si el manejo de los defectos óseos es el correcto, el resultado de las diferentes escalas no debería variar. Así hemos encontrado que solo en los defectos de tibia tipo III hay una disminución en el índice WOMAC del dolor, no alterándose ningún parámetro más. Respecto el fémur, no hay ninguna correlación entre el defecto y la valoración del paciente. La supervivencia de los implantes no varían según el defecto óseo previo.

No se ha podido encontrar en ninguna publicación este tipo de comparativa, algo bastante importante a la hora de valorar el uso de injertos y dispositivos protésicos en la cirugía de revisión. Este resultado nos presenta una conclusión muy importante, el manejo preciso de los defectos óseos con injertos y aumentos protésicos es un factor importantísimo en la calidad de nuestros resultados

y en la supervivencia del implante. Se utilizaron injertos sobretodo en los tipos II y III.

En nuestra serie se utilizaron los aloinjertos en el tipo II y III de tibia y en el II y III de fémur. En el tipo I de ambos huesos se utilizó injertos en muy pocos casos. Engh et al estudiaron una serie de pacientes con defectos tipo III dónde encontraron que el 85% de los casos de revisión poseían un resultado excelente o bueno (E/B) según la escala KSS¹⁴¹. En nuestra muestra en los tipo III poseíamos un 87% de E/B resultados.

Discusión respecto a las variables relacionadas con los datos operatorios.

No se han encontrado diferencias entre las variables operatorias y los índices de función clínica y salud excepto en la vía de abordaje.

El tamaño de los vástagos en nuestra serie difiere entre las prótesis cementadas y las híbridas, siendo de menor tamaño en las primeras. La longitud y diámetro de los vástagos tiene que estar determinada en base a la integridad del hueso residual y al tamaño del canal intramedular^{133 142}. Se recomiendan vástagos más cortos y de diámetro algo menor al canal para las revisiones cementadas y vástagos más largos y con un diámetro que rellene el canal medular en las híbridas¹⁴³. El micromovimiento del implante es menor si se acompaña de un vástago largo que produzca una tutorización diafisaria¹⁴⁴. A este respecto Conditt et al, publicaron que en los tipos I y II de defecto óseo un vástago de mayor diámetro y longitud disminuía el desplazamiento del implante en tibia. Si la estructura de la tibia proximal era la correcta, ya sea por conservación de su estructura ósea o por reconstrucción con aumentos, unos 30 mm de contacto diafisario eran suficientes para garantizar el implante¹⁴². Pero estudios recientes han probado que el uso o no uso de cuñas proximales (en defectos del 20% al 40% de la cortical tibial metafisaria) en un implante tibial con el vástago bien solidarizado a la diáfisis no influye en la estabilidad del mismo, es decir, el vástago es el artífice de la fijación en los casos con defectos metafisarios leves o moderados¹⁴⁵.

Respecto al uso de aumentos e injertos, siguiendo la línea argumental iniciada en el estudio de los defectos óseos, no hay diferencias significativas con respecto a los índices clínicos y de calidad de vida. No hay diferencias entre la

distribución de los injertos y aumentos en los casos excelentes o buenos y entre los regulares o malos (R/M).

La vía de abordaje si que supuso un menoscabo en la movilidad de la articulación a expensas de una disminución de la flexión de 12° en los casos en los que fue necesario un abordaje ampliado para realizar la intervención. No ha sido estudiado por separado el tipo de ampliación, ya que las muestras serían muy pequeñas para su estudio estadístico. Si que podemos reseñar que en los pacientes en los que sólo se realizó una alerotomía externa los resultados fueron similares a los que no. La realización de una incisión a 45° sobre el tendón del cuádriceps tampoco parece que altere la evolución de los pacientes, pero la reflexión del cuádriceps y la osteotomía de la tuberosidad tibial se acompañan de mayor índice de complicaciones y de alteraciones de la movilidad^{138 132}.

En las complicaciones postoperatorias inmediatas se han encontrado 5 casos, no supusieron el fracaso del implante, ya que estos se mantuvieron. En los meta-análisis publicados la tasa de complicaciones inmediatas se centran alrededor del 4%, datos similares a los descritos¹²⁷.

Las tasas de complicación globales son muy difíciles de estudiar, ya que no siempre son señaladas y en algunos trabajos son confundidas con las tasas de fracaso del implante o con las reoperaciones. En nuestro estudio la frecuencia global de complicaciones es del 16,4%. En la serie de casos cementados de Whaley et al, cifran las complicaciones en el 18%¹⁴⁶ y Sheng et al, en su trabajo sobre la artroplastia de revisión con fijación híbrida "TCIII" describen una tasa global del 8,5 %⁶. Quizá la cifra más plausible sería la del meta-análisis publicado por Saleh et al, dónde revisaron 58 artículos de alta calidad, dónde se alcanzan unas cifras globales del 26%¹¹³.

Tiempo de seguimiento y el fracaso del implante.

El tiempo de seguimiento de los pacientes es uno de los factores más importantes a la hora de calcular los índices de supervivencia. En nuestra serie la media de seguimiento era de 86 meses (7,07 años, R 2-15 años) una de las más largas encontradas en la bibliografía, ya que las series varían de 6 a 108 meses. Siendo la media calculada en una revisión de 33 artículos publicadas en revistas de máximo impacto (26 de esos artículos han sido publicados en el

Journal of Arthroplasty o en *American Journal of Bone and Joint Surgery*) de 57 meses¹²⁶.

La descripción del fracaso del implante si que supone un reto para el investigador, ya que debemos de ser muy precisos a la hora de definir el termino de "fracaso". Hay autores que describen el fracaso como la prótesis que aparece movilizada en los estudios radiológicos, pero como demostraremos más adelante, las imágenes no pueden de manera aislada explicar un fenómeno tan complejo. Nosotros hemos denominado fracaso a la prótesis que ha sido reemplazada por otra, y así lo entienden la mayoría de los autores, ya que es el único punto de referencia fijo e inamovible para explicar que esa prótesis ya no es útil.

Siguiendo estas directrices hemos encontrado 6 casos de fracaso del implante (que como hemos descrito anteriormente no tiene por qué relacionarse con las complicaciones), siendo la revisión por infección profunda la causa más frecuente (3 de los pacientes). En algunas series la movilización séptica supone el 100% de los fracasos¹²⁸. El porcentaje de pacientes que sufrieron una infección profunda en nuestra serie fue de 4,4%, algo menor que la media de series publicadas donde se encuentra alrededor del 6,7%¹¹³. Aunque Gofton et al, sólo reclamaron un caso de infección en su serie de 84 pacientes¹³⁵.

El porcentaje de fracaso de nuestra serie es del 8%, pero no se puede comparar directamente con otros datos publicados (alrededor del 12% de fracasos). Sería un craso error estudiar el fracaso del implante como una tasa cruda, ya que en ella interviene el tiempo, es decir, en una serie donde el tiempo tiende a infinito el número de fracasos sería de "n", es decir, el 100% de la muestra. Para evitar esta falacia se ha introducido el estudio de la supervivencia que comentaremos más adelante.

En cada trabajo el número de fracasos suele ser de 4 a 10 según el tipo de muestra (la media de sujetos por trabajo según los últimos meta-análisis es de 40¹²⁶), por lo tanto introducir el porcentaje de tipos de fracaso en series tan pequeñas es peligroso, ya que puede crear conceptos erróneos. Para ello se crearon los meta-análisis, literalmente es el análisis más allá del análisis, es decir, se realiza una revisión sistemática de la literatura médica y se seleccionan los artículos que poseen la calidad estadística más alta. De esta manera se pueden sumar todos los sujetos y realizar un estudio mucho más amplio. En la

base de datos de Pub-Med sólo aparecen reseñados dos meta-análisis que estudien el recambio protésico de rodilla, uno que llega a sumar 1515 pacientes¹¹³ y otro 1356⁶. De esta manera si se puede observar que la movilización de implantes, la infección y la inestabilidad suponen más del 50% de todos los fracasos, siendo éstos los grupos más frecuentes.

Discusión de los resultados de las medidas clínicas previas y posteriores a la cirugía.

En la serie presentada en este trabajo la mayoría de las diferencias preoperatorias y postoperatorias son estadísticamente significativas salvo la extensión, encontrando peores tasas de extensión posteriores a la cirugía. Este tipo de inferencia se encuentra en todos los trabajos revisados, por lo que podemos concluir que el recambio articular es el patrón de referencia para el tratamiento del fracaso de la artroplastia primaria.

En la realización de estas pruebas llegamos a la conclusión, inédita en la literatura, que los pacientes poseían un tiempo de evolución similar con su prótesis primaria y posteriormente con su prótesis de revisión. Por lo que, en el tiempo que las primarias fracasaron, las de revisión no habían fracasado y además poseían unos resultados clínicos superiores. Con ello podemos decir que la artroplastia de revisión es un método seguro y reproducible, y que mediante la cirugía hemos sido capaces de solucionar el problema que supuso el fracaso de la prótesis primaria.

Los resultados en la literatura refieren un aumento del rango de movilidad de 83° (R15-82) a 95° (R 51-139), es decir, un aumento de 12°⁶. En nuestro estudio ese aumento es de 17°, superior, pero partíamos de una situación previa más deficiente, con un balance previo de 70° (15-110) y uno posterior de 87° (R 30-140).

Respecto a las mejoras de la escala clínica, este aumento es estadísticamente significativo. Además el valor del índice previo a la cirugía estaba relacionado de manera inversamente proporcional con el aumento posterior a la cirugía.

El aumento en nuestra serie de los índices de valoración varían en el caso funcional de 32,8 (la variación entre trabajos es de 24 a 47) hasta 74,9 (44 a 75), en el apartado articular aumentó de 34,1 (32,2 a 50,5) a 71,2 (71 a 85) dentro

DISCUSIÓN

del intervalo de confianza del 95% definido por Saleh et al, en su meta-análisis, por lo que podemos decir que no hay diferencias significativas en nuestros resultados y los hallados en la literatura de calidad¹¹³.

La mayoría de los trabajos versan sobre un solo tipo de implante, salvo los meta-análisis y los registros de artroplastias, que son sin duda, los de mayor nivel de evidencia. Esos trabajos buscan discernir qué tipo de fijación posee los mejores resultados, ya sea híbrida o cementada. Pero la falta de evidencia en los trabajos es la norma¹⁴⁷. En nuestro caso no hay diferencias entre la movilidad y el KSS entre los grupos cementados y los de fijación híbrida, por lo que podemos decir que la movilidad y exploración funcional y articular, incluyendo el dolor, no varían según la técnica usada. En toda la literatura revisada es el primer trabajo dónde se compara la movilidad y escalas clínicas.

Podemos comparar estos resultados con los diferentes trabajos publicados dónde sólo estudian un tipo protésico, el cementado y el híbrido.

(Tabla 1. Discusión)

<i>Artículos Fijación Híbrida.</i>	<i>Evidencia</i>	<i>Sujetos</i>	<i>Seguimiento</i>	<i>KSS Global.</i>
Kim. <i>JBJS</i> . 2009.	IV	85	86	154
Wood. <i>CORR</i> . 2009	IV	135	60	135
Peters. <i>JA</i> . 2009	IV	135	60	168
Böttner. <i>COOR</i> . 2006	IV	33	38	159
Shanon. <i>JA</i> . 2003.	IV	63	69	143
Gofton. <i>CORR</i> . 2002.	IV	91	69	132
Gómez. Tesis. 2011.	III	38	86	143
		82	66	147

DISCUSIÓN

<i>Artículos Fijación Cementada.</i>	<i>Evidencia</i>	<i>Sujetos</i>	<i>Seguimiento</i>	<i>KSS Global.</i>
Kim. <i>JBJSA</i> . 2009.	IV	29	86	154
Marby. <i>Arth.</i> 2007	IV	73	122	176
Whaley. <i>Arth.</i> 2003	IV	38	120	108
Murray. <i>COOR</i> . 1994	IV	35	58	147
Gómez. Tesis. 2011.	III	29	86	148
		42	103	146

Existen otros artículos importantes como los de Hass et al¹³³, y Peters et al¹⁴⁸, pero en ellos utilizan otra escala de medición clínica.

Se ha estudiado la reducción del dolor siguiendo la escala del KSS puntuándolo de 0 a 50. La mediana de los pacientes se sitúa en el 40, es decir, leve u ocasional, y la mejoría postoperatoria es estadísticamente significativa.

El dolor más frecuente es el retropatelar o el referido a la región anterior de la rodilla, aunque no guardaba correlación entre el tipo de actuación realizada sobre la rótula, según los datos extraídos, parece ser que es mucho más importante la centralización correcta troclear que la resuperficialización o actuación sobre la patela, siendo algo inédito en la literatura revisada. Si que hay una relación entre los ejes de estabilidad rotuliana y el dolor de la escala, cuando hay signos de inestabilidad la puntuación era peor. En series de prótesis primarias, la incidencia varía del 2 al 35%¹⁴⁹,

El dolor a punta de vástago ha ocurrido en 3 pacientes, todos ellos en tibia (4%) con fijación híbrida (7%), sin correlación estadística por el tipo de vástago, tamaño o fijación. Parsley et al, describieron que la alineación de los componentes tibiales se alcanza mejor con una fijación impactada de vástago rellenando más de un 85% del diámetro del canal diafisario y con una longitud de 140 mm que con una fijación cementada más corta¹⁵⁰, y se ha observado una mayor concentración de fuerzas de estrés en la punta del vástago medida mediante estudio de elementos finitos, siendo mayor si aumenta la longitud del vástago y su diámetro¹⁵¹. Aunque era conocido previamente, el dolor a punta de vástago

no se estudió en toda su extensión hasta la publicación del artículo de Barrack et al, en 1999, que siguiendo la técnica de Haas¹³³ introduce los implantes de cromo-cobalto (CoCr) de 0,5 mm menores a la última fresa utilizada. Encuentra un dolor a punta de vástago en el 11% de los fémures y en el 14% de las tibia, y aunque se crea lo contrario, también encuentra estos resultados en las tibia cementadas (19%)¹⁵². Para disminuir el dolor a punta de vástago se han utilizado implantes huecos o ranurados de titanio(Ti) y fueron comparados con los antiguos de CrCo, descendiendo el dolor del 18% al 8,1% de los casos¹⁵³. Peters et al, encuentran un 2% de dolor en punta utilizando también el Ti¹⁴⁸. Estos datos contradicen en medida a lo dispuesto por Parsley et al, que muestran que este dolor no depende de la longitud, tamaño o forma del vástago¹⁵⁰.

Cuando se presenta este cuadro la abstención terapéutica es una opción, ya que el dolor puede desaparecer un año después de la intervención¹⁵³, si el dolor es muy incapacitante se podría pensar que el implante está movilizado y es necesario su recambio. Glenn et al, publicaron un caso clínico dónde solucionaron el dolor a punta de vástago tibial colocando un aloinjerto cortical solidarizado en tibia con cerclajes metálicos a modo de refuerzo con resultados muy esperanzadores¹⁵⁴.

Para evitar este problema la cementación del vástago no parece una decisión aceptada¹⁵², ya que también se presenta en estos casos. Conditt et al,¹⁴² publican un trabajo con un modelo experimental en los que rechazan la técnica precognizada por Haas et al, la estabilidad del implante será total si la impactación del implante a la diáfisis es completa (como en la técnica femoral de la artroplastia total de cadera). Siguiendo esta teoría en las últimas series publicadas este problema se presenta en menos del 2% de los implantes¹⁴⁰.

Estudio de los resultados de las pruebas de imagen y su relación con los resultados encontrados en las artroplastias de revisión.

Se ha realizado un trabajo muy minucioso en la medición de las diferentes variables de valoración de pruebas de imagen, ya que es una de las pocas variables realmente cuantitativas continuas y reproducibles que no dependen de la variabilidad del observador.

En este trabajo se han estudiado las líneas de radiolucencia en fémur y tibia, midiéndolas en milímetros, se ha prestado atención a las líneas radiopacas⁸⁹, considerándolas como lucencia de 1 mm, estas no suponen un hallazgo patológico persé, sino una reacción al implante.

Se ha encontrado algún trazo lineal estable de cualquier grosor en el 58,2% de los implantes femorales y del 79,6% de los tibiales, de los cuales, el 8% de los femorales se consideraban posiblemente aflojado y 7% de los tibiales. Es muy importante el trabajo de Fehring et al, sobre la valoración de los implantes ya que una línea de radiolucencia en una imagen de radiografía difícilmente puede predecir el resultado de la artroplastia, pero mediante la clasificación entre estable, probablemente inestable e inestable se infunde un gran valor a estos hallazgos.

Los hallazgos de lucencias en tibia varían del 15 al 74% según los estudios revisados y en el fémur del 1 al 69%^{64 133 140 148 155 156}. Otra mención aparte merece la calificación de "línea radiopaca". La línea radioluciente descrita en el trabajo clásico de Bertin et al, en 1985, viene definida por un espacio vacío existente entre el implante y la línea radioesclerótica, si estas son de gran tamaño recibirán el nombre de radiolucencias y si son menores de 1 mm serán radiopacas. En todos los trabajos realizan diferencias entre estos tipos de líneas como si fueran entidades clínicas diferentes, pero después de realizar una revisión de cientos de radiografías y aplicar la estadística a los resultados podemos formular la teoría de que estas líneas representan la misma entidad física pero en diferente intensidad. Esto ya lo precognizaba Whaley et al, en su estudio a 10 años de 38 pacientes dónde observaban una "fina línea blanca y radioluciente" en 32 de los casos¹⁵⁶. Si se introducen estos hallazgos la frecuencia de líneas aparece en el 67 al 97 % de los implantes^{133 140 156}, en la línea de nuestros resultados.

Se han publicado diversos estudios para intentar explicar la evolución de estos hallazgos y su relación con la movilización aséptica. Fehring et al ⁸⁹, intentan relacionar la aparición de radiolucencias con el aflojamiento aséptico y el uso de prótesis constreñidas (como la TC-3), esta teoría ya fue postulada por Vince et al ⁷⁷, pero eran pacientes recambiados por movilizaciones sépticas. Las fuerzas de tensión que se forman en la articulación no pueden ser absorbidas por las partes blandas de la misma, ya que están defectuosas y el dispositivo es constreñido. Los vectores son canalizados por los vástagos hacia las corticales, por lo que estas fuerzas harían fracasar a este implante si no es cementado en su totalidad. Quizá la pregunta que debemos realizarnos es si buscamos la osteointegración en el “press-fit” del vástago o por el contrario pretendemos una tutorización intramedular sólida. A este respecto, Rodríguez et al, apuntan a la segunda opción ¹⁵⁷, en su estudio el vástago era sin cementar, siendo los implantes de superficie y la metáfisis cementada, y la introducción del vástago se realizó ocupando el total de la cavidad medular pero sin buscar el “rascado” cortical, obteniendo unos resultados excelentes.

La influencia de estos hallazgos radiológicos en la evolución clínica de los pacientes parece no presentarse ¹⁵⁸, tampoco hemos encontrado una relación estadística entre las lucencias radiológicas estables y el rango de movimiento o los índices de función articular o de salud.

Pero si cuantificamos estas radiolucencias mediante el método de Fehring obtenemos unos resultados bastante interesantes, no encontrados previamente en los artículos publicados. La cuantificación de esta variable en el implante tibial se relaciona con el índice articular del KSS (dolor, estabilidad y movilidad) de manera aritmética directa. En la escala WOMAC no hay relación con la cuantificación de las lucencias, salvo en los valores extremos superiores en el fémur (12) y en la tibia (9) que desciende de manera drástica. Con respecto al SF-36 no hemos encontrado diferencias. La supervivencia de los pacientes con la clasificación de tibia “posiblemente aflojada” poseían una estimación de supervivencia cinco años menor que los “estables” (Intervalo de confianza del 95%). Estos resultados hacen del modelo de Fehring una potente arma para el diagnóstico de la movilización.

Si la fijación del implante era cementada se ha observado 4 implantes posiblemente aflojados en tibia (mediana de 4 en la puntuación de Fehring) y dos de

fémur (mediana de 2), ningún caso se definió como movilizado. En la fijación híbrida se encontraron 1 implante posiblemente aflojado en tibia (mediana de 3) y 4 posiblemente aflojado en fémur (mediana de 3), tampoco se encontró ningún implante movilizado. Estos resultados no se diferencian de manera estadísticamente significativa entre ellos, por lo que podemos decir que la fijación radiológica con ambos métodos posee resultados similares.

No se ha observado en la literatura ningún estudio prospectivo sobre la comparación de las imágenes radiográficas según el tipo de fijación protésica. Si que se han encontrado trabajos que comparan los resultados según el tipo de fijación. Peters et al, en su trabajo de 1997 no encuentra diferencias según el tipo de fijación, aunque parece ser que aparecen más lucencias alrededor de la zona metafisaria en los híbridos, explicado razonablemente por la no impactación del cemento en esa zona¹⁵⁹. Fehring et al, encuentra en su serie radiográfica de artroplastia de fijación híbrida un 71% estables, 19% posiblemente aflojada y un 10% movilizadas que difiere estadísticamente de la serie cementada con un 93% de estables y un 7% de posiblemente aflojadas, pero los vástagos de estas revisiones en ningún caso llegan hasta la diáfisis, son metafisarios, lo que hacen dudar de la aplicación de estos resultados a los modelos híbridos de tutorización diafisaria. Además el artículo se basa en una comparación de radiografías, ya que no estudia la supervivencia según estos hallazgos o hace mención de ninguna escala clínica⁸⁹.

En los últimos artículos publicados las tasas de lucencias son similares entre grupos^{140 158}, por lo que podemos afirmar que aparentemente el tipo de fijación cementada o híbrida no difiere en los resultados radiológicos, posteriormente extraeremos conclusiones generales a este respecto.

En nuestra serie el 95 % de los implantes poseían un eje anatómico en valgo con una media de 5,55°. Las articulaciones en valgo poseían una mejor valoración del KSS y del WOMAC que los que no lo poseían. La implantación de componentes tibiales o femorales no varía según la fijación (híbrido o cementado), pero las prótesis de fijación híbrida TC-III consiguieron con mayor frecuencia que el eje articular anatómico fuera valgo. Estos datos son similares a las series revisadas¹³³, pero en ningún artículo son comparados con los índices de salud.

Las medidas de estabilidad patelar en la radiografía se han relacionado con el KSS, incluido el dolor, y la movilidad protésica, no encontrando relación con el WOMAC y el SF-36. Se ha encontrado una subluxación patelar en el 15% de los casos, 10 casos de lateralización, tres de angulación mayor de 15° y 3 de desplazamiento posterior. No hay relación entre la presencia o no de prótesis de patela. Es la primera vez que se estudian estos parámetros en la literatura de la revisión protésica de rodilla. Hasegawa et al, estudiaron estos parámetros encontrando un 22% de subluxaciones en su serie de prótesis primarias sin resuperficializar, siendo los resultados clínicos peores en el grupo de las patelas subluxadas⁹⁴.

La revisión de la patela parece claro que no está indicada si no hay alteración o desgaste de la misma, pudiendo mantener la previa, ya que los resultados respecto a dolor y puntuación de escalas clínicas no varían en los grupos con prótesis de rótula o sin ellos después de realizar el recambio¹⁶⁰.

La patela es uno de los factores más importantes que afectan a la evolución de la artroplastia de rodilla¹⁶¹. No es únicamente necesario restaurar la superficie articular, sino que también es importante corregir el grosor previo de la misma.

El coeficiente Insall-Salvati (CIS) posee una media de 0,96 (R 0,59 - 1,30). Siendo correcto en el 82% de los pacientes, en el 18% restante se registraron más casos de patela baja (todos menos uno). La alteración del coeficiente se ha relacionado estadísticamente con un descenso del ROM y del KSS articular, siendo mejor tolerada la patela alta. No hay relación con la supervivencia del implante.

Hay que diferenciar el síndrome de patela baja de la pseudopatela baja. En el síndrome de pseudopatela baja no hay alteración del CIS, el aparato extensor no ha variado y la patela articula correctamente con la tróclea articular, lo que ha ocurrido es que la línea articular se ha desplazado a proximal, ha disminuido la distancia entre la superficie articular de la tibia (en este caso el polietileno) y el polo inferior de la patela¹⁶². En nuestro trabajo hemos estudiado este fenómeno en el estudio de la conservación de la línea articular.

Para el conocimiento de la altura patelar es muy importante el CIS, y no otros índices radiológicos, ya que éste es ajeno a la línea articular. Por ello es fundamental para el estudio de la patela baja.

La patela baja puede presentarse de dos maneras, la preoperatoria que se mantiene después de la cirugía y la que se produce después de la cirugía como consecuencia de la agresión al tendón¹⁶³. Se ha estudiado la contractura que se produce en el tendón rotuliano después de una agresión, llamando al cuadro síndrome de contractura infrapatelar¹⁶⁴. Ésta cursa con patela baja y dolor, y hace el recambio más difícil, ya que no sólo se ha producido una fibrosis en la zona superior de la tibia, sino que el tendón ha disminuido de longitud estructuralmente. Se ha descrito la eversión de la patela durante la cirugía o la retirada de la grasa de Hoffa como posibles causas de este fenómeno, pero todavía faltan estudios más concluyentes sobre el tema¹⁶⁵, en cualquier caso, un descenso de más del 10% del CIS sin que sea menor a 0,8 no se ha demostrado como indicador de malos resultados¹⁶⁶. Nosotros no hemos podido constatar esto ya que se trataba de recambios articulares y no poseíamos el CIS previo. Se han publicado diversos artículos que relacionan la patela baja con un descenso de la movilidad de la rodilla, alteración de los índices de rodilla postoperatorios y dolor retropatelar¹⁶⁷.

El estudio con isótopos radiactivos es un reflejo de los cambios fisiológicos anormales del tejido óseo. La sensibilidad y especificidad de esta prueba varía según los autores para el diagnóstico del aflojamiento aséptico. Como describimos en la introducción, Levitsky et al, describen un 33% y un 86% respectivamente⁷¹, Itasaka et al, por su parte un 83% y un 79%⁷². Estos resultados se alteran si la prueba es realizada los primeros meses después de la cirugía, normalizándose de los 6 a 12 meses⁷³.

Se han propuesto diferentes métodos para poder estudiar las imágenes gammagráficas. El método cualitativo, que divide en cuatro áreas la imagen, fémur, patela, tibia medial y tibia lateral. En cada zona se propone una escala del 0 al 3, el 0 equivale a la igualdad entre el hueso periprotésico y el adyacente, 1 ligeramente más captante, 2 moderado y 3 intenso. Esta clasificación posee el problema de la interpretación y la variabilidad inter e intraobservador¹⁶⁸. En el método cuantitativo, mediante un programa informático se divide la imagen de

la rodilla en diferentes porciones y se realiza un ratio entre los píxeles de la zona captante y la contralateral¹⁶⁹. Debido al número reducido de casos de nuestra serie hemos optado por la clasificación dicotómica “capta-no capta”, agrupando de esta manera el número de resultados y no disipando la información. En nuestros pacientes solo la imagen gammagráfica de tibia se relaciona estadísticamente con la imagen radiológica, sin tener inferencia con la clínica, por lo que, probablemente, en este tipo de prótesis modulares las pruebas nucleares posean unos valores diagnósticos peores, siendo su valor relativo e informativo. Pese a estos resultados recordamos el artículo de Aliabadi et al que obtienen una sensibilidad de 84% y una especificidad del 92% en diagnóstico de imagen del aflojamiento aseptico mediante el uso de radiografías y gammagrafía combinada¹⁷⁰ en prótesis primarias. En nuestro caso la prueba posee una especificidad elevada, ya que discrimina muy bien los casos dónde la prueba es negativa, dónde solo se objetivaban puntuaciones menores de 4 en la escala radiológica de Fehring.

Una mal posición de la línea articular puede ser causa de inestabilidad protésica en media flexión y una incongruencia fémoro-patelar¹⁷¹. La inestabilidad es una de las principales causas de fracaso de la artroplastia. Cuando ambos ligamentos colaterales están poco tensos en extensión, es decir, se ha desplazado la línea articular a proximal, es la cápsula posterior la que se encarga de estabilizar la rodilla. Pero al comenzar la flexión ésta se relaja y aparece un resalte con una inestabilidad que desaparecerá con la flexión completa, ya que los cóndilos posteriores se engranan sobre el polietileno. El resultado del desplazamiento hacia distal de la línea articular suele acompañarse de un déficit de extensión¹⁷². Estos cambios han sido observados en nuestro estudio, aunque en todos los casos se han considerado prótesis estables.

Los resultados han demostrado que la restauración de la línea articular influye de manera significativa en el resultado del recambio.

Varios estudios publicados han informado de la importancia de restablecer el buen conjunto articular. Figgie et al⁶⁷ demostraron que cuando se utiliza un implante estabilizado posterior, el desplazamiento distal de la línea superior a 8 mm se relaciona con un menor resultado clínico; el desplazamiento distal se asocia con dolor retropatelar y aumento del riesgo de subluxación de rótula. En

una revisión de 101 pacientes consecutivos con 116 rodillas y 2,5 años de seguimiento, el desplazamiento de la línea de 8 mm o menos supuso mejores resultados clínicos, la mejora de la amplitud de movimiento y la ausencia de dolor. Esto produjo un índice menor de recambio protésico.

Otro estudio similar fue publicado por Partington et al ¹⁷³. Ellos siguieron a 99 pacientes en 107 rodillas. Sus resultados mostraron que la línea articular se desplazó a proximal en 85 (79%) de 107 rodillas. El promedio KSS después de la cirugía fue 131. Sin embargo, si la posición se desplazó a distal más de 8 mm, el KSS se redujo a 125 puntos. Cuando el conjunto de línea estuvo dentro de los 8 mm respecto a la previa, la puntuación media fue de 141 puntos. En nuestro estudio el KSS global de los pacientes con la línea restaurada se fijó en 150, aunque el rango de desplazamiento era más exigente (tan solo 4 mm). Si el desplazamiento era a distal fue de 138 y de 133 si la línea se desplazó a proximal.

Hoffman et al, demostraron que con la reproducción exacta de la anatomía los pacientes tenían una mayor flexión y extensión, balance articular y mejores resultados en la escala KSS ¹⁷⁶. Las diferencias fueron estadísticamente significativas en los casos con desplazamiento proximal o distal. Los pacientes cuya línea se trasladó a proximal o distal en una longitud superior a 4 mm de la medida anatómica antes de la artroplastia poseían un empeoramiento clínico medido en la escala KSS. Además, no había ninguna diferencia estadística en los resultados si el paciente había sido revisado por aflojamiento aséptico, inestabilidad, o cualquier otro mecanismo.

Se han intentado estudiar varios métodos para medir el correcto emplazamiento de la línea articular intraoperatoriamente y en los controles posteriores radiológicos. El sistema adecuado debería ser simple en la aplicación, reproducible a lo largo del tiempo y de fácil comprensión de los resultados.

No hay ninguna norma anatómica de medición para identificar correctamente la línea articular. Como indicamos anteriormente algunos cirujanos toman como punto de referencia en la radiografía anteroposterior el tubérculo aductor hasta la porción femoral de la línea, otros el ápex de la cabeza proximal del peroné, también se podría valorar en la radiografía lateral utilizando como punto de referencia la porción posterior de los cóndilos femorales o el punto más proximal de la tuberosidad tibial anterior¹⁷⁴.

El método que hemos utilizado en este estudio nos parece el más sencillo. Durante el acto quirúrgico es necesaria una valoración preoperatoria exhaustiva, que junto a la experiencia del cirujano serán elementos fundamentales para la orientación y la valoración de la pérdida ósea. Si es necesario se podría utilizar una regla milimetrada intraoperatoria. En el estudio postoperatorio sobre pruebas de imagen el método es rápido y reproducible. El factor de corrección para las radiografías amplificadas o reducidas es muy efectivo y nos da una representación muy acorde con la realidad de la medida correcta¹⁷⁵.

La decisión de tomar el corte de grupos en 4 mm fue tomada en base a la publicación de Hoffman et al ¹⁷⁶, donde dentro de ese rango las variaciones de la línea no influiría en la evolución de la prótesis. Nuestros resultados se asemejan a las conclusiones de este estudio, aunque tienden a comparar dos grandes grupos, uno donde la línea está dentro del parámetro más-menos 4 y el resto. Perdiendo de esta manera información sobre qué ocurre si el desplazamiento es proximal o distal, por eso nuestro trabajo es algo genuino e inédito. En nuestros casos los resultados son peores en los casos de desplazamiento proximal de la línea articular de manera estadísticamente significativa, si el desplazamiento es distal los valores que encontramos tienden a ser deficientes, pero sin correlación estadística. Globalmente se consideró dentro de los parámetros normales al 67% de los casos.

Porteous et al logran en un 64% de sus casos restaurar la línea articular, aunque marcan en 5 mm la diferencia límite para dar como correctos sus resultados¹⁷⁵.

En nuestros valores globales (al comparar las artroplastias con líneas en los parámetros establecidos con las que no) hemos encontrado diferencias significativas en el valor del KSS articular y en la extensión. Parece aceptado que el desplazamiento de la línea hacia distal es mejor tolerado que hacia proximal, es decir, los primeros tienden a tener mejores índices, por lo que al unir estos dos grupos (los que poseen desplazamiento proximal con los que lo poseen distal) los resultados podrían compensarse ¹⁷⁷ y así no diferenciarse del grupo que posee la línea a la distancia correcta.

La movilización se presenta de manera estadísticamente significativa según la prueba de Chi-cuadrado más frecuentemente en el grupo que no respeta la

línea articular, pero estudiaremos esto debidamente en el apartado de la supervivencia.

Reproductibilidad del KSS, WOMAC y SF-36.

El uso de estos sistemas de puntuación de rodilla rellenos por el facultativo (como el KSS) están bastante extendidos, ya que son muy importantes a la hora de realizar estudios y poder comparar los resultados extraídos, pero se han encontrado más de treinta y cuatro sistemas de clasificación diferentes¹⁷⁸, la mayoría de los cuales no han demostrado ser fiables y válidos en los estudios publicados¹⁰⁰. También se han encontrado que algunos autores proporcionan poca o ninguna información sobre cómo aplican los algoritmos de ponderación, y en algunos casos se han sumado escalas con diferentes magnitudes.

Desde que fue publicado en 1989, el KSS ha sido ampliamente aceptado como una medida objetiva del estado de la rodilla en pacientes sometidos a artroplastia total de rodilla¹⁰¹, pero existen pocos trabajos que validen esta escala, al contrario de lo que ocurre con el WOMAC o el SF-36.

En nuestros resultados observamos que aunque existía relación entre el KSS y las escalas validadas del WOMAC y SF-36, ésta era estadísticamente significativa entre el KSS funcional y la vertiente física del SF-36 y entre la escala del dolor del KSS articular y la del dolor del WOMAC.

La realización de dos vertientes en el KSS se propuso como medio para resolver el problema que surgía cuando el deterioro de la salud general del paciente u otras condiciones comórbidas influyen en su estado funcional, aunque el resultado de la cirugía de la rodilla sea excelente¹⁷⁹. Sin embargo, la escala del KSS no fue validada hasta 2001 en el uso de artroplastias primarias en un estudio de Lingard et al¹⁰⁰, cuyo objetivo fue reconocer el KSS como método de estudio comparándolo con otras escalas de resultado (WOMAC y SF-36) que habían sufrido previamente una validación psicométrica muy rigurosa. Se encontraron poca correlación entre los apartados del KSS, pero la puntuación de la articulación tenía una buena validez de construcción convergente con la escala de dolor WOMAC, como en nuestro trabajo, y fue una medida de resultado para los pacientes sometidos a artroplastia total de rodilla. Había también co-

relación entre la puntuación de la función KSS con el SF-36 en su vertiente física, aspecto que coincidía de nuevo con nuestro estudio. En cualquier caso el KSS era menos sensible que WOMAC o SF-36 para medir los resultados funcionales después de una artroplastia total de rodilla.

La falta de correlación entre los items del KSS es evidente, porque una buena puntuación en una parte de la evaluación no puede reflejar un buen resultado en otros. Esto hace que la interpretación de la puntuación sea difícil. Por ejemplo, una puntuación de rodilla de 80 puntos se puede dar a un paciente que no tiene dolor, 25 ° de flexión de la articulación, angulación normal y sin inestabilidad, o puede ser dada por un paciente que tiene dolor leve o en ocasiones al caminar y subir escaleras, 130 ° de flexión, alineación normal y estabilidad correcta. Es evidente que estos pacientes tenían resultados muy diferentes.

En comparación, el WOMAC y SF-36 son más fáciles de interpretar porque hay una alta consistencia interna y fuertes correlaciones entre sus elementos, ya que no hay puntuaciones negativas como el KSS. Por lo tanto, un paciente con una puntuación de dolor WOMAC de 50 puntos se puede suponer que tiene un dolor moderado con las actividades cotidianas. Del mismo modo, un paciente con un SF-36 físico de 50 puntos se puede suponer que posee pequeñas limitaciones para diferentes actividades¹⁰⁰. Estos autores comentan que aunque el KSS es un arma sensible a los cambios pre y postquirúrgicos recomiendan el WOMAC y el SF-36 por su reproductibilidad y consistencia interna.

La validación del KSS para las artroplastias de revisión no se produjo hasta Octubre de 2010 en el trabajo de Ghanem et al. En este caso se correlacionó de manera más robusta la escala de dolor de KSS con el SF-36 en el preoperatorio, y en el postoperatorio se relacionaba más con el WOMAC, como encontramos en nuestro trabajo, también se correlacionó la función del KSS con el SF-36 físico. La sensibilidad del KSS articular respecto al dolor fue mayor que el WOMAC y el SF-36, pero en la función y resto de exploración la sensibilidad del WOMAC y SF-36 fue mayor¹⁰¹.

Podemos concluir que el “patrón oro” para la valoración de los resultados de la artroplastia de revisión de rodilla todavía no está definido. Vistos los aspectos previos, se puede afirmar que para una comprensión más poliédrica y real de los resultados de nuestra cirugía es necesario al menos la utilización de dos o

más escalas, una sería la realizada por el facultativo (KSS) y otra autorellenada por el paciente (WOMAC y SF-36).

Evolución global del WOMAC y SF-36.

El estudio del SF-36 y del WOMAC se ha realizado en artículos multicéntricos sin tener en cuenta el tipo de implante salvo en el artículo de Kim et al ¹⁸⁰, dónde estudia la escala WOMAC en 114 rodillas, con un resultado global de 65,5 sobre 100.

En un estudio multicéntrico publicado por Mulhall et al ¹⁸¹, valoraron el WOMAC y el SF-36 antes y después de la cirugía.

La puntuación del dolor WOMAC era de 5,6, la rigidez de 3,1 y la función de 21,9, resultados sensiblemente peores que los nuestros (resultados sin ponderar en 100).

(Tabla 2. Discusión. Nuestros resultados de WOMAC)

	Tesis	Mulhall 2007	Ghomrawi 2009
WOMAC Dolor	4,00	5,6	6,14
WOMAC Rigidez	2,21	3,1	3,12
WOMAC Función	19,79	21,9	23,84

Respecto al SF-36 la parte física era de 37,2 y la mental de 50,5, siendo nuestros resultados de 58,4 y 66,2 respectivamente.

Pero la importancia de este artículo radica en que fue el primero que poseía una medición de todas estas escalas previas y posteriores a la cirugía, y han podido constatar directamente que existen diferencias estadísticas entre los valores previos y posteriores a la cirugía, salvo el SF-36 en su vertiente mental, es decir, el WOMAC y el SF-36 son armas válidas para la valoración de la artroplastia de revisión. Lingard et al, previamente en 2001 midieron en una serie de 697 revisiones la evolución del índice físico del SF-36 que cifró en 53,8 al final del estudio, de la función del WOMAC ponderada en 100 que fue de 73,6 en función y 82,8 en dolor (en nuestra serie 70,9 y 80 respectivamente) valores muy parecidos a los hallados en esta tesis. Sólo estudia estos parámetros ya

que su intención era compararlos con el KSS ¹⁰⁰. Algo similar realizó Ghanem et al, con un WOMAC dolor de 75,8, función de 70,8 y SF-36 físico de 55,6. Totalmente superponibles a los nuestros ¹⁸².

Ghomrawi et al, en 2009 publicaron su artículo prospectivo sobre el aumento de las escalas de rodilla en el tiempo y los factores que influían en esta aumento. En este trabajo si encontró una diferencia estadística entre sus resultados pre y postoperatorios en todas las dimensiones del SF-36 y WOMAC, siendo sus resultados del WOMAC los expresados en la tabla y los del SF-36 de 34,76 en el físico y 51,97 en el mental ¹³¹.

Es en este apartado dónde sale a relucir uno de los puntos más débiles de nuestro estudio, y es ausencia de la escala WOMAC y SF-36 en el preoperatorio de los pacientes, por lo que desconocemos cual ha sido la evolución de estas escalas en el tiempo. Tampoco se han realizado varias entrevistas por paciente, siendo una única muestra postoperatoria teniendo en cuenta que el tiempo de postoperatorio fuese mayor de 2 años. Además todos los trabajos dónde se han considerado estas escalas conjuntamente son estudios multicéntricos, con cientos de casos, por lo que la proximidad a nuestros resultados hacen referencia a la solidez y al cuidado con el que hemos realizado nuestra recolección de datos y su proceso estadístico. Si los resultados de estas escalas son parejas a las series publicadas nuestras conclusiones alcanzarán más rigor y fuerza.

Crítica sobre la fijación en la artroplastia de revisión de rodilla.

Quizás lo que más llama la atención en el estudio de la fijación de la artroplastia de revisión es el nivel de evidencia de los artículos, No hay ningún artículo clínico con un nivel I ó II. Y sólo hemos encontrado 3 artículos con nivel de evidencia III (estudios descriptivos bien diseñadas con grupo control ¹⁸³) como nuestro trabajo ¹⁴⁷. Existe una serie de artroplastias que la revista Clinical Orthopaedics tilda de nivel II, porque es prospectivo, pero no es un análisis controlado, no existe ningún grupo control, por lo que el nivel desciende a IV, ya que pasaría a ser una serie de casos ¹⁸⁴, de cualquier modo es una serie de artroplastias de revisión totalmente no cementadas, algo al margen de los objetivos

de este trabajo. En todo caso no resulta algo anecdótico, ya que en una revisión publicada en el *Journal of Bone and Joint Surgery* se estudió el porcentaje de artículos según su nivel de evidencia encontrándose que el 64% de las publicaciones del 2005 poseían un nivel de evidencia III ó IV ¹⁸⁵.

El tipo de fijación de los implantes probablemente sea el tema más debatido en el estudio de la artroplastia de revisión, y sin duda lo más publicado. Para la realización de una buena crítica deberíamos comenzar con los estudios de laboratorios realizados sobre el tema, ya que son los que aportan más evidencia, y de ahí ir desgranando sus resultados aplicándolos en los estudios clínicos.

La biomecánica de estos implantes se ha estudiado en múltiples modelos experimentales, siendo el cadáver el más similar a la situación real.

Completo et al, han sido los que probablemente más han estudiado in vitro la fijación de los implantes en cirugía de revisión. Se ha observado el comportamiento de la tibia proximal con un modelo sintético encontrando una mejor distribución de las cargas en las tibias con un vástago no cementado largo, ya que los vástagos cortos cementados concentraban las fuerzas de presión en tibia proximal ¹⁸⁶. Aunque ese mismo año en otro estudio con elementos finitos sobre el comportamiento de los implantes en defectos óseos de tibia llegaron a la conclusión que en los defectos cavitarios ambos tipos de fijación se comportaban de manera parecida, pero para grandes defectos tratados con aloinjertos estructurales el implante cementado parecía la mejor opción ¹⁸⁷, pero en el único estudio clínico realizado en grandes osteolisis, este en pacientes, Burnett et al, recomiendan la fijación híbrida, aunque depende de la calidad del hueso ¹⁸⁸. (Nivel de evidencia III).

Jazrawi et al, realizaron un estudio en 12 cadáveres los vectores de fuerza con vástagos cementados e híbridos, encontrando que con los vástagos cementados hay menos micromovimiento del implante pero un aumento del “stress shielding” en la tibia proximal, y concluyendo que un vástago impactado para alcanzar una fijación tan estable como el cementado debe aumentar su tamaño (en el estudio de 75 a 150 mm), aun así no aumenta las tensiones del implante, incluso en la punta del vástago, protegiendo el hueso metafisario ¹⁸⁹. Skawara et al. realizaron un trabajo en cadáveres con cargas cíclicas y radioestereofotometría y observaron que en la fijación híbrida la distribución de cargas era más regular y que fracasaba menos que las cementadas, por lo que apoyaban

su uso, pero se trataba de implantes primarios ¹⁹⁰. Por lo que se puede observar no existe un estudio concluyente, siendo ambos métodos de parecido comportamiento en un diseño experimental.

Sólo se ha publicado en literatura indexada un trabajo en el que se comparan artroplastias de revisión cementadas y no cementadas, pero sólo se compara los resultados radiográficos. Es el archicommentado trabajo de Fehring et al, que recomiendan la fijación cementada por obtener un resultado radiológico mejor, pero con sus inconvenientes, ya que no es la técnica de fijación híbrida correcta ⁹⁸, y no hace referencia a ningún tipo de escala o valoración clínica. Existen otros estudios como el publicado por Kim et al, o el de Peters et al, dónde se estudian artroplastias de revisión cementadas e híbridas, pero no compara los resultados, sino que los expone de manera conjunta, los resultados han sido comentados previamente ^{159 191}. Tampoco existe un estudio comparativo de los índices de calidad de vida y valoración WOMAC y SF-36, siendo por ello nuestro trabajo exclusivo. Kim et al, publicó una serie de 114 rodillas con fijaciones cementadas e híbridas dónde estudió el WOMAC antes y después de la cirugía ascendiendo de 15 a 65,5, siendo el postoperatorio global de nuestra serie de 72,3, pero no hace distinciones entre el tipo de fijación ¹⁹¹.

No encontramos diferencias estadísticamente significativas respecto al KSS y el SF-36, aunque los resultados fueron mejores con la fijación híbrida, pero si en el WOMAC. Los pacientes con artroplastias cementadas tenían peor puntuación en cuanto a la función y a la rigidez. También encontramos que con las artroplastias híbridas se alcanzaba con mayor frecuencia la correcta línea articular.

No hay diferencias en el área de mejora conseguido con el recambio según el tipo de fijación. Por lo que podemos decir que ambos sistemas son correctos y parejos.

La fijación cementada probablemente haya sido menos estudiada, y en los últimos cinco años el número de artículos es muy reducido. En este grupo de artículos se encuentra la serie con peores resultados en la literatura revisada, la de Whaley et al, dónde alcanzan un KSS funcional de 56,9 (partiendo de 16) y un articular de 51 (partiendo de 48) ¹⁴⁶. Y la de mejores resultados, que sería la de Mabry et al, con un articular de 91 y un funcional de 85 ¹⁹². Existen otros trabajos como el de Peters et al, de 1997 dónde utilizan la escala de medición

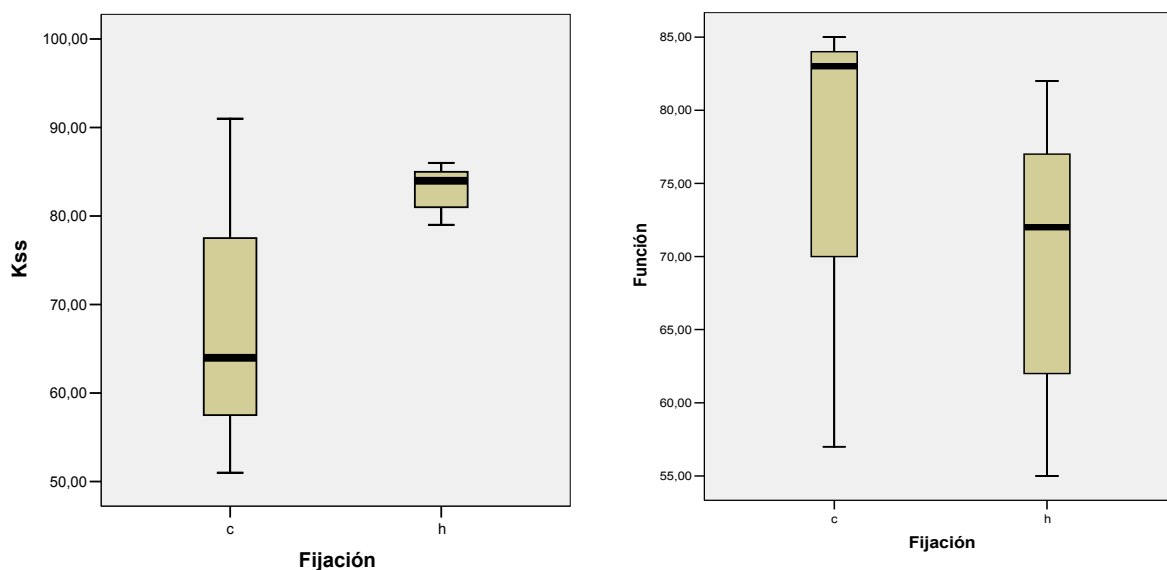
“Hospital for Special Surgery Knee Store”, por lo que hace complicado su comparación con nuestra serie. Nosotros hayamos un articular de 70 y un funcional de 77.

Múltiples estudios alaban las virtudes de la fijación híbrida, desde el publicado por Bertin et al, en 1978⁶⁴ hasta el más reciente de Sah et al, de 2010¹⁴⁰. En todos ellos se han publicado unos resultados excelentes o buenos y se ha recomendado la técnica quirúrgica¹⁴⁰. Los resultados publicados en el KSS funcional en los últimos 15 años variaron de 55 en la peor serie a 82 en la mejor, y en la articular de 79 a 85^{77 135 140 148 156 158}, pero hay que tener cuidado en la revisión de estas cifras, ya que en la discusión de algún trabajo como Wood et al, los datos de Gofton et al, son malinterpretados, dando el valor de la puntuación del dolor (38) como el correcto de la puntuación articular (80), y ese fallo se repite en el trabajo de Beckman et al, y Sah et al, poniendo en duda la revisión bibliográfica de estos autores.

Como hemos visto anteriormente, tanto en nuestro trabajo como en los artículos revisados no existen grandes diferencias entre los resultados radiológicos y el tipo de fijación, salvo nuestros hallazgos en la consecución de la línea articular a favor de la híbrida y los comentados hallazgos de Fehring et al. De igual manera tampoco observamos este tipo de diferencias en las puntuaciones de KSS, aunque si en la vertiente de rigidez y función del WOMAC. Por lo tanto, ante estos hallazgos nos inclinamos a la utilización de la fijación híbrida, ya que nos parece mucho más biológica y conservadora y con unos resultados superponibles a los cementados. Desde Vince et al⁷⁷, los defensores de la fijación cementada han criticado el uso de implantes constreñidos con fijación híbrida para la revisión de la artroplastia de rodilla. Pero los fracasos de Vince et al, se produjeron en revisiones sépticas, dónde hay un mayor daño de las estructuras y los resultados son como hemos comentado previamente peores. Los nuevos artículos bien diseñados como los de Peters et al,^{159 193} Kim et al,¹⁹¹ o Sheng et al,¹²⁸ recomiendan el uso de prótesis constreñidas como la TC-III con muy buenos resultados, reservando los vástagos cementados para las prótesis en bisagra con gran pérdida de estructura ósea.

Realizando una gráfica con los datos extraídos en las revisiones publicadas de prótesis híbridas y cementadas observamos que el recorrido de las variables en

las primeras es mucho menor, por lo tanto los resultados son más predecibles, y entre ambos no se encuentran diferencias estadísticas (Gráfico 2. Discusión).



Si reunimos todos los datos extraídos en la literatura observamos que entre un tipo de fijación y otro no existen grandes diferencias, y se puede observar quizás una tendencia hacia mejores resultados con la fijación híbrida. Las técnicas han ido mejorando, y podría ocurrir que la cementación que hace 20 años se perfilaba como mejor opción haya sido desplazada por las técnicas que persiguen una fijación más biológica y en conclusión más predecible en sus resultados y duradera. Además el riesgo de una nueva cirugía tras el recambio hace que ante similares resultados se opte por una técnica más conservadora.

Discusión sobre las diferencias estadísticas entre la artroplastia primaria y la de revisión.

La artroplastia primaria de rodilla es una de las intervenciones más frecuentes¹⁹⁴ y en aumento de la cirugía ortopédica¹⁹⁵. Esta afirmación produce como efecto inevitable un aumento de las artroplastias de revisión (no relativo). Por lo tanto se hace necesario saber que podemos esperar de un recambio respecto a la cirugía primaria para poder comparar nuestros resultados dándoles una dimensión real al tener un punto de referencia. Ya que el fin último del recam-

bio sería sobrepasar el estado que poseía el paciente antes de someterse a la primera cirugía, y que ese tiempo por encima de los niveles basales sea lo más extenso posible.

En la literatura científica prácticamente no existen artículos dónde se realice esta comparación, por lo que esta parte de la tesis le otorga a la misma un interés especial. El primer artículo dónde se comparan los resultados entre ambos procedimientos fue un estudio de Barrack et al, en 1995 que comparaba la estancia media, pérdida sanguínea y complicaciones de artroplastias (cadera y rodilla) primarias respecto a las revisiones, teniendo estas segundas peores cifras. El propósito del estudio era realizar un estudio de costes sobre la carga del cirujano, los implantes, la anestesia y la factura hospitalaria¹⁹⁶. Utilizando este artículo como base se realizó una valoración del recorte del gasto tras la implantación de un sistema de control del coste, concluyendo que la artroplastia de revisión era, respecto a la primaria, una cirugía asumible y con unos gastos moderados¹⁹⁵. Posteriormente se han estudiado la mejora intrahospitalaria en la rehabilitación de pacientes con artroplastias primarias y de revisión, siendo mejores las cifras de independencia funcional para las primarias además de contar con menos días de ingreso¹⁹⁷. Pero no fue hasta Hartley et al¹³⁴, en el 2002, cuando se publica el primer trabajo sobre la comparación directa del WOMAC y SF-12 entre pacientes intervenidos de artroplastias primarias y de revisión. Estos encontraron un año después un WOMAC postoperatorio de dolor de 6,7 en primarias y 10,2 en revisión, las cifras respecto a la rigidez eran de 3,6 y 4,5 y las de función de 24,7 y 37 respectivamente. En nuestra serie poseía el dolor 2,4 en las primarias y 4 en las de revisión. La rigidez de 2,8 y 2,2 y la función de 8,84 y 19,7 respectivamente. En su trabajo los pacientes con revisión poseían más dolor y peor función de manera significativa, pero no había diferencias en cuanto a la rigidez, resultados con un parecido espectacular a los nuestros. También comenta que no observa diferencia entre la mejoría del WOMAC entre grupos. Respecto a la parte física del SF-12 parece encontrar una diferencia entre los tipos protésicos, pero su mejoría tampoco tiene diferencias, en la parte mental no hay diferencia entre grupos. Y otra vez de nuevo podemos observar similitudes entre ambos trabajos, ya que un nuestro SF-36 de manera global física y mental si encontramos diferencias, pero en el apartado 4,5 y 6 no. Estos autores no utilizan el KSS al no estar validado y

ser cirujano-dependiente. Nosotros encontramos una diferencia en los datos preoperatorios del KSS entre ambos grupos en la parte funcional, no en la articular. Y la mejoría entre grupos era similar.

El área de mejora en estos trabajos es similar, es decir, aunque los resultados de los pacientes de revisión sean peores, la mejoría que sentirán con la cirugía será similar a la que se produce al implantar una prótesis primaria, y esto supone un hallazgo de primer nivel respecto al estudio de la artroplastia de revisión

No se ha publicado ningún artículo más en la literatura estudiando estas escalas. Greidanus et al ¹³⁶, poseen un artículo pendiente de imprenta donde estudian cohortes de cirugías primarias (199 casos) y de revisión (60 casos). Entre ellos se encontraron diferencias en todos los aspectos del WOMAC y del SF-12 pre y postoperatorio (evolución de dos años). También estudiaron el factor delta (diferencia entre el WOMAC pre y postoperatorio) retirando todos los posibles factores de confusión (a saber, edad, sexo, comorbilidad, IMC y estatus económico). Hallaron que la diferencia entre las dos mediciones era mayor en el grupo de las artroplastias primarias, es decir, el nivel de mejora era mayor que en las revisiones. Además estos resultados poseían una robustez importante, ya que creo que es un estudio bien diseñado, aunque la toma de datos es retrospectiva.

La interpretación de datos en este apartado parece compleja, ya que sólo poseemos dos estudios y el presente para intentar construir conclusiones. Los puntos en común parecen ser que las características basales y finales de los pacientes parecen ser diferentes a favor de las primarias. El punto conflictivo se sitúa en lo que ocurre entre esas dos mediciones, Hartley et al, concluyen que la capacidad de mejoría es similar entre grupos y Greidanus et al, opinan lo contrario. La calidad de ambos trabajos es muy correcta, pero la validez externa es más potente en el estudio de Hartley et al, ya que es una serie prospectiva y se explica muy detalladamente de dónde se obtiene su población, mientras que el trabajo de Greidanus et al, aunque enmascara en su estudio los factores de confusión, muestra una serie retrospectiva y no indica la manera de obtención de los sujetos. Por lo que nos inclinamos más por los resultados del primero, que además coinciden con los nuestros, siendo el nivel de evidencia de nuestro estudio un grado menor que los comentados.

Por lo que podemos extraer alguna conclusión respecto a las expectativas de la artroplastia de revisión, los resultados siendo buenos, no lo serán tanto como los de las primarias, pero la mejoría relativa de los índices clínicos y de salud serán probablemente de la misma cuantía.

Discusión sobre los factores de supervivencia de la artroplastia de revisión.

Entramos en el último tema de discusión de la tesis doctoral y uno de los más importantes. Ya hemos demostrado mediante la crítica de nuestros resultados y el estudio de la bibliografía existente que la artroplastia de revisión es una técnica segura, reproducible y con unos buenos resultados a medio plazo. Mediante el estudio de la supervivencia explicaremos si estos resultados se mantienen en el tiempo y cuales son los factores que pueden aumentar o disminuir la vida media de los implantes.

Como en apartados anteriores entramos en una zona yerma dentro de la literatura médica, ya que los estudios de supervivencia son pocos y bastante sesgados, por lo que los datos deberán ser interpretados con una visión pragmática. Numerosos artículos han realizado un cálculo de la supervivencia de los casos con razones brutas, es decir, con porcentaje de fracasos. Esas tasas no suponen ningún tipo de información extrapolable, ya que en una serie que hayan fracasado un 5% de los implantes a los 5 años no quiere decir que a los 6 años fracasen un 6%, podría ser del 100%. De igual manera una serie que tenga un porcentaje de fracasos a los 10 años del 40% podría corresponder a un grupo de casos en los que cada año se pierde un 4% o corresponder a otra que en los últimos 2 años ha perdido un 20% de los casos por año, por lo que el futuro de ambas se plantea de una manera muy diferente.

Por esa razón necesitamos una estimación de la supervivencia que nos indique un acercamiento más correcto a la realidad y nos haga predecir de manera correcta cual puede ser el comportamiento de los implantes.

En nuestra serie la supervivencia a los 2 años era del 98,5%, del 93% a los 5 años y del 87% a los 10 años. El estudio más profundo sobre la supervivencia

de los implantes fue el de Sheng et al^{6 127} que utilizó 2637 artroplastias del registro finlandés desde 1990 a 2002. Su cálculo de la supervivencia fue del 95% a los dos años, del 89% a los cinco años, y del 79% a los 10 años.

Se ha revisado la supervivencia de los implantes en la literatura, salvo los resultados de Kim et al¹⁹¹, dónde calcula la supervivencia global de sus implantes ya sean cementados o híbridos (96% a los 10 años), en el resto de las series sólo utilizan la supervivencia en un tipo de fijación. Las cifras publicadas son bastante parejas, y estas parecen no disminuir conforme cuanto más reciente es el artículo. Solo se han tenido en cuenta los resultados procesados mediante una estimación de Kaplan-Meier o similar, sin prestar atención al porcentaje de fracasos.

Las artroplastias cementadas son de nuevo las menos estudiadas, encontrando dos trabajos dónde se parte de 97% a los 5 años y unas supervivencia que oscila de 89 o 94% a los 10 años (84% en nuestra serie)^{192 146}. En el caso de las de fijación híbrida los resultados son bastante parejos. Las series son algo más largas en el tiempo que las cementadas, los valores se encuentran entre el 92% y 95% a los 5 años (93,7 % en nuestra serie de fijación híbrida) y del 83% al 93,5 % a los 10 años (93% en nuestra serie)^{133 140 147 148 156 158}. No se estudiaron los factores que influían en esta supervivencia salvo Hass et al,¹³³ que concluye que el diagnóstico que propició la prótesis primaria, la indicación de la revisión, el número de revisiones y el modelo de implante tibial no influye en la supervivencia.

El más completo y único estudio de la supervivencia de la revisión protésica de la artroplastia de rodilla fue el publicado por Sheng et al^{6 127} en 2006 comentado anteriormente, en una revisión del registro de artroplastias finlandés. En él estudia los factores de supervivencia por separado diseñando las curvas de vida según Kaplan-Meier y las compara con el test de Log-Rank, posteriormente estudia la razón de riesgo con el análisis de Cox. Según sus resultados los pacientes con una edad mayor de 70 años comparado con los menores de 55 poseen una mayor supervivencia de la artroplastia, aspecto encontrado en nuestra serie si la edad era mayor de 80 años y discutida la causa previamente. Este parece ser el factor más importante según este estudio para aumentar la supervivencia (análisis multivariable, compara esta variable con el resto), ya que la probabilidad de supervivencia de un implante en un paciente mayor de

70 años es dos veces mayor (Razón de riesgo). Pero cuantas más variables se comparan entre sí, mayor probabilidad se posee para la introducción de sesgos, por lo que no se debe abusar de estas operaciones.

Un tiempo entre la cirugía primaria y la revisión mayor de 5 años también se relacionó con una mayor supervivencia tanto en la literatura como en nuestro trabajo. Dentro de las razones de revisión se consideró la subluxación patelar de manera estadística como la revisión de menor supervivencia, paradójicamente, los pacientes en los que se realice el recambio por infección no poseen una supervivencia estadísticamente peor, aunque previamente se haya discutido sobre la inferioridad de sus resultados. Este aspecto no ha sido estudiado en esta tesis al no estar dentro del protocolo de recogida de datos, aunque no parece importante ya que se barajaron una lista de más de 7 diagnósticos. Probablemente la subluxación patelar no fue debidamente corregida en estos pacientes.

El peso no ha sido barajado en ningún estudio de los propuestos, ya que no suele formar parte de las variables de los registros de artroplastias de revisión, elementos fundamentales para los estudios de supervivencia. Parece claro que los pacientes obesos poseen peores resultados en las escalas clínicas en la literatura científica donde se han estudiado prótesis primarias¹⁹⁸, pero no parece tan evidente que los pacientes con un índice de masa corporal elevado tengan una supervivencia menor¹⁹⁹. En nuestro caso, aunque el IMC no se haya revelado como un factor influyente en la supervivencia, si que hemos podido observar, sin ser estadísticamente significativo, que los pacientes en los que la artroplastia de revisión ha fracasado poseían un índice de masa corporal bastante superior a lo recomendable (34,1 en los que fracasó la artroplastia de revisión y 30,8 en los que no) pero al estudiar la supervivencia, el IMC no se mostraba como un factor a tener en cuenta, y el peso, hasta que no sobrepasaba los 80 kilogramos tampoco era un factor reseñable, pero a partir de esta cifra la supervivencia descendía drásticamente.

El índice de masa corporal es una razón, es decir, no posee magnitudes y es relativo, por lo que una persona de 60 Kg puede tener un IMC de 35 o de 22, dependiendo siempre de la altura. Por lo que si el posible fracaso de la artroplastia se debe a un fallo mecánico por el desgaste del polietileno o por un aumento de la presión en la superficie de contacto entre los implantes por el peso

que soportan, sería mucho más representativo estudiar el peso bruto de los pacientes, y no su IMC porque éste no refleja las fuerzas que soportan los implantes¹⁹⁹. Pero esta relación es mucho más compleja de lo que parece, ya que depende de diversos factores como el número de ciclos al que se someta a la prótesis o el área de contacto entre implantes. En todo caso parece claro que a partir de la cifra crítica de 80 Kg la supervivencia del implante es menor.

Uno de los puntos más importantes del estudio es el tipo de fijación del implante. En nuestra serie no existen diferencias significativas entre un tipo de fijación u otro, aunque en el punto final de la supervivencia la diferencia entre un porcentaje y otro sea del 9%, a los 5 años la diferencia es del 1%. Pero si lo comparamos con el estudio comentado si que obtiene una mayor supervivencia en las técnicas cementadas comparadas con las completamente no cementadas, aspecto que no ocurre con las híbridas. Hay que tener mucho cuidado con la interpretación de los resultados en estos estudios, ya que se da como cierto que el factor cementado aumenta la supervivencia del implante, y eso no es del todo cierto, simplemente se puede suponer que de manera estadísticamente significativa las estimaciones de una y otra población son diferentes con una probabilidad mayor del 95%. Otra cosa diferente sería la razón de riesgo (Exponencial de B) que se interpreta como algo similar al riesgo relativo, y en el estudio comentado la razón de riesgo de las artroplastias cementadas respecto a las no cementadas es de 0,48, es decir, existe la mitad de posibilidades de que una artroplastia cementada se movilice si la comparamos con una totalmente no cementada, y eso ya da una idea de causalidad. Este efecto no se aprecia en la fijación híbrida. En todo caso este tipo de estudio se centra entre los años 1990 y 2002, por lo que sería necesario observar que ocurre en esta última década.

El estudio de la supervivencia según las variables postoperatorias es algo inédito en la bibliografía científica, por lo que no tenemos datos para poder comparar y criticar nuestros resultados. Para poder extraer conclusiones es fundamental que la validez interna del estudio se encuentre en niveles muy altos, ya que una interpretación superficial de los resultados puede llevar a conclusiones inexactas.

El factor que mayor influencia posee en la supervivencia del implante es la reconstrucción de la anatomía previa de la articulación, y entre ellas la restauración de la correcta línea articular. La supervivencia de los implantes con una línea articular correcta es del 97% a los 10 años, si el desplazamiento era hacia distal la supervivencia era del 73%, y si se desplazaba a proximal, a los 8 años la supervivencia ya era del 0%. El riesgo de fracaso era 9 veces mayor en el grupo que no respetaba la línea articular, además de ser el factor más influyente entre todos los previos en la supervivencia del implante.

Parece claro que la línea articular influye en los resultados clínicos y funcionales¹⁷⁶, y esta puede alterar el eje y distribución de fuerzas, provocando sobrecargas en la transmisión de los vectores de carga sobre los materiales, aumentando de esta manera la acumulación de tensiones en zonas óseas determinadas ("stress shielding") y las posibilidades de fatiga del material²⁰⁰. Una incidencia no uniforme de esas fuerzas al variar la línea articular sobre el polietileno produciría un aumento de su desgaste, pudiendo propiciar el aflojamiento aséptico²⁰¹.

CONCLUSIONES.

Conclusiones:

- 1- Las variables previas a la cirugía de revisión y la valoración de los estudios radiológicos tienen relación con los resultados finales de las escalas KSS, WOMAC, y SF-36, siendo SF-36 la más independiente de las tres.
- 2- El KSS es más sensible para la medición de variables que dependen de la articulación en la cirugía de revisión, para la función son más representativos las escalas WOMAC y SF-36.
- 3- El tipo de fijación del implante no influye en los resultados de la artroplastia de revisión.
- 4- La supervivencia del implante no depende del tipo de fijación.
- 5- Una edad por encima de 80 años, un peso superior a 80 Kg y una antigüedad de la artroplastia primaria menor de cinco años disminuyen la supervivencia del implante en la artroplastia de revisión.
- 6- Los defectos óseos tratados con el uso de injertos, aumentos y aplicación de técnicas quirúrgicas no influyen en la supervivencia de la artroplastia de revisión.
- 7- La reproducción de la posición anatómica de la línea articular aumenta la supervivencia de la artroplastia de revisión.
- 8- Existen diferencias entre las escalas de valoración y de calidad de vida entre las artroplastias primarias y de revisión, siendo peores en este segundo grupo.

- 9- Las personas que esperan una artroplastia de revisión poseen peor valoración en las encuestas funcionales que las que esperan una artroplastia primaria.

- 10- El aumento de las cifras de las escalas de valoración entre el preoperatorio y el postoperatorio de ambos grupos no posee diferencias estadísticamente significativas, por lo que se puede afirmar que el área de mejora al intervenir mediante una artroplastia primaria o una artroplastia de revisión es similar.

Conflicto de intereses.

El autor y directores de éste 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.

Agradecimientos.

Agradecer de todo corazón al Dr. Albareda y a la Dra. Seral sus enseñanzas, paciencia y tiempo dedicado. Sin vosotros hubiera sido totalmente imposible la realización de esta tesis.

A mi familia, incluida la política, por toda su comprensión y ayuda.

A Dr. Ranera por las tardes de compañía a la luz del negatoscopio.

A la Dra. del Pino por su amabilidad y listados interminables de pacientes y diagnósticos.

A los residentes por millones de cosas.

Al servicio de Cirugía Ortopédica y Traumatología del Hospital Clínico por la labor totalmente desinteresada que habeis realizado.

Dar las gracias también al Profesor Seral por comenzar esta aventura.

A todos los pacientes del Área 3 de Aragón por su paciencia y disposición.

Y a todos aquellos que de manera directa o indirecta han participado en la creación de este trabajo.

A todos ellos Muchas Gracias.

Bibliografía.

- ¹ Williams PL, Warwick R, Dyson M et al. Gray's Anatomy 37th Ed, London: Springer Verlag, 1989: 526-533.
- ² Pérez Serrano L, Pérez Benegas JJ. La rodilla I. Monografías médico-quirúrgicas del aparato locomotor. 1 ed. Madrid: Masson;2003: 1-5.
- ³ Kumber V, Abbas AK, Fausto N. Robbins and Cotran Pathologic Basis of Disease, 7 Ed, Philadelphia: WB Saunder; 2005: 1279-81.
- ⁴ Insall JN, Scott WN. Surgery of the Knee, 3 Ed. Philadelphia: Churchill Livingstone;2001: 3-254.
- ⁵ Helfet AJ. Disorders of the Knee, 2 Ed. Philadelphia, Pa.: Lippincott, 1974: 1-37.
- ⁶ Sheng P. A study on revision total knee arthroplasty. Academic dissertation. Tampere:Tampereen Yliopisto Oy-Juvenes Print; 2008:15-16.
- ⁷Fauci AS, Braunwald E, Kasper DL et al. Harrison. Principios de medicina interna. 14 Ed, New York, NY: McGraw-Hill; 1998:2135-45.
- ⁸Ahlbäck S. Osteoarthritis of the knee. A radiographic investigation. Acta Radiol (Diagn), 1968; (suppl.277):7.
- ⁹Álvaro-Gracia JM, Laffon A. Las Citoquinas en la patogenia de la artrosis. En: Paulino J, ed. Artrosis. Visión actual. Madrid: Grupo Aula Médica, S.A., 1997: 55-75.
- ¹⁰ Byers PD, Couteponi CA, Farkas TA. A post-mortem study of the hip joint. Ann Rheum Dis. 1970; 29: 15-31.
- ¹¹Goldring MB. The role of the chondrocyte in osteoarthritis. Arthritis Rheum 2000;43: 1916-1926.
- ¹²Homandberg B. Cartilage damage by matrix degradation products: fibronectin fragments. Clin Orthop 2001; 391S: S100-S107.
- ¹³ Delafuente JC. Clucosamine in the treatment of osteoarthritis. Rheum Dis Clin North Am.2000;26:1-11.
- ¹⁴ Meachim G, Emery IH. Cell coats of normal andosteoarthritic articular cartilage in relation to the uptake of sulphate (35S04) in vitro. Ann Rheum Dis. 1962;21: 45-50.
- ¹⁵Doherty M. Risk factors for progresión of knee osteoarthritis. Lancet 2001; 358:775-776.
- ¹⁶ Cordero J. Biomateriales. In: Manual SECOT de cirugía ortopédica y traumatología. Cáceres E, Fernandez A, Ferrandez L, Gómez-Castresana F, Pérez-Caballer A, Rodríguez EC. 1 ed. Madrid: Panamericana SA; 2003: 42-51.
- ¹⁷ Bradley RJ, Chao EYS, Friedman RJ. Biomechanics and Biomaterials. In: Principies of orthopedics practice. Dee R, Hurst LC, Gruber MA, Kottmeier SA (eds). 1 ed. New York: Mc Graw-Hill;1997:160-78.
- ¹⁸ Sharkey PF, Hozack WJ, Dorr LD, Maloney WJ, Berry D. The bearing surface in total hip arthroplasty: evolution or revolution. Instr Course Lect 2000;49:41-56.
- ¹⁹ Li PL, Zamora J, Bentley G. The results at ten years of the Insall-Burstein II total knee replacement. Clinical, radiological and survivorship studies. J Bone Joint Surg 1999;81-B:647-53.
- ²⁰Burke DW, Gates EI, Harris WH. Centrifugation as a method of improving tensile and fatigue properties of acrylic bone cement. J Bone Joint Surg 1984;66-A:1265-73.
- ²¹Rorabeck CH. Total knee replacement: should it be cemented or hybrid? Can J Surg 1999;42(1):21-6.
- ²² Kobayashi S, Saito N, Horiuchi H, Iorio R, Takaoka K. Poor bone quality or hip structure as risk factors affecting survival of total-hip arthroplasty. Lancet 2000;355(9214):1499-504.
- ²³ Hsieh PH, Tai CL, Liaw JW, Chang YH. Thermal damage potential during hip resurfacing in osteonecrosis of the femoral head: An experimental study. J Orthop Res. 2008; 26. (in press)
- ²⁴Cameron HU, Pilliar RM, MacNab I. The effect of movement on the bonding of porous metal to bone. J Biomed Mater Res 1973 ;7(4):301-11.
- ²⁵Tierney WM, Fitzgerald JF, Heck DA, Kennedy JM, Katz BP, Melfi CA et al. Tricompartamental knee replacement. A comparison of orthopaedic surgeons' self reported performance rates with surgical indications, contraindications, and expected outcomes. Knee Replacement Patient Outcomes Research Team. Clin Orthop 1994;(305):209-17.
- ²⁶Walldius B. Arthroplasty of the knee using an endoprosthesis. 8 years' experience. Acta Orthop Scand 1960;30:137-48.

- ²⁷Rand JA. Revision total knee arthroplasty using the total condylar III prosthesis. *J Arthroplasty* 1991;6(3):279-84.
- ²⁸Pagnano MW, Trousdale RT, Rand JA. Tibial wedge augmentation for bone deficiency in total knee arthroplasty. A followup study. *Clin Orthop* 1995;(321):151-5.
- ²⁹Moreland JR. Mechanisms of failure in total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 1988;226:49-64.
- ³⁰Lotke PA, Ecker ML. Influence of positioning of prosthesis in total knee replacement. *J Bone Joint Surg* 1977 ;59(1)-A:77-9.
- ³¹Townley CO. The anatomic total knee resurfacing arthroplasty. *Clin Orthop* 1985;192:82-96.
- ³²Insall JN, Binazzi R, Soudry M, Mestriner LA. Total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 1985;192:13-22.
- ³³Ewald FC, Jacobs MA, Miegel RE, Walker PS, Poss R, Sledge CB. Kinematic total knee replacement. *J Bone Joint Surg* 1984;66-A:1032-40.
- ³⁴Bestic JM, Peterson JJ, DeOrio JK, Bancroft LW, Berquist TH, Kransdorf MJ. Postoperative evaluation of the total ankle arthroplasty. *AJR Am J Roentgenol.* 2008;190(4):1112-23.
- ³⁵Edwards E, Miller J, Chan KH. The effect of postoperative collateral ligament laxity in total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 1988;236:44-51.
- ³⁶Thornhill TS, Dalziel RW, Sledge CB. Alternatives to arthrodesis for the failed total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 1982;170:131-40.
- ³⁷Galinat BJ, Vernace JV, Booth RE Jr, Rothman RH. Dislocation of the posterior stabilized total knee arthroplasty. A report of two cases. *J Arthroplasty* 1988;3(4):363-7.
- ³⁸Kettelkamp DB, Johnson RJ, Smidt GL, Chao EY, Walker M. An electrogoniometric study of knee motion in normal gait. *J Bone Joint Surg* 1970;52-A:775-90.
- ³⁹Rand JA, Coventry MB. Stress fractures after total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg* 1980;62-A:226-33.
- ⁴⁰Chen F, Mont MA, Bachner RS. Management of ipsilateral supracondylar femur fractures following total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 1994;9(5):521-6.
- ⁴¹McLaren AC, Dupont JA, Schroeder DC. Open reduction internal fixation of supracondylar fractures above total knee arthroplasties using the intramedullary supracondylar rod. *Clin Orthop* 1994;302:194-8.
- ⁴²Rand JA. Supracondylar fracture of the femur associated with polyethylene wear after total knee arthroplasty. A case report. *J Bone Joint Surg* 1994 ;76-A:1389-93.
- ⁴³Rorabeck CH, Angliss RD, Lewis PL. Fractures of the femur, tibia, and patella after total knee arthroplasty: decision making and principles of management. *Instr Course Lect* 1998;47:449-58.
- ⁴⁴Cordeiro EN, Costa RC, Carazzato JG, Silva JS. Periprosthetic fractures in patients with total knee arthroplasties. *Clin Orthop Relat Res.* 1990 Mar;(252):182-9.
- ⁴⁵Grace JN, Sim FH. Fracture of the patella after total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 1988;(230):168-75.
- ⁴⁶Jones SM, Pinder IM, Moran CG, Malcolm AJ. Polyethylene wear in uncemented knee replacements. *J Bone Joint Surg* 1992;74-B:18-22.
- ⁴⁷McPherson EJ, Vince KG. Breakage of a Total Condylar III knee prosthesis. A case report. *J Arthroplasty.* 1993 Oct;8(5):561-3.
- ⁴⁸Font-Rodriguez DE, Scuderi GR, Insall JN. Survivorship of cemented total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 1997;345:79-86.
- ⁴⁹Hicks DG, Judkins AR, Sickel JZ, et al. Granular histiocytosis of pelvic lymph nodes following total hip arthroplasty. The presence of wear debris, cytokine production, and immunologically activated macrophages. *J Bone Joint Surg.* 1996; 78-A: 482-96.
- ⁵⁰Blaine TA, Rosier RN, Puzas JE, et al. Increased levels of tumor necrosis factor-alpha and interleukin-6 protein and messenger RNA in human peripheral blood monocytes due to titanium particles. *J Bone Joint Surg.* 1996; 78-A:1181-92.
- ⁵¹Schwarz EM, Looney RJ, O'Keefe R J. Anti-TNF-alpha therapy as a clinical intervention for periprosthetic osteolysis. *Arthritis Res.* 2000; 2: 165-8.
- ⁵²Wang JY, Wicklund BH, Gustilo RB, et al. Titanium, chromium and cobalt ions modulate the release of bone-associated cytokines by human monocytes/macrophages in vitro. *Biomaterials.* 1996; 17:2233-40.
- ⁵³Goodman SB. The effects of micromotion and particulate materials on tissue differentiation. Bone chamber studies in rabbits. *Acta Orthop Scand.* 1994; 65: 1-43.
- ⁵⁴Ryd L, Linder L. On the correlation between micromotion and histology of the bone-cement interface. Report of three cases of knee arthroplasty followed by roentgen stereophotogrammetric analysis. *J Arthroplasty.* 1989; 4: 303-9.

- ⁵⁵Engh CA, O'Connor D, Jasty M, et al. Quantification of implant micromotion, strain shielding, and bone resorption with porous-coated anatomic medullary locking femoral prostheses. *Clin Orthop*. 1992; 285: 13-29.
- ⁵⁶Harris WH. Proximal strain distribution in the loaded femur. An in vitro comparison of the distributions in the intact femur and after insertion of different hip-replacement femoral components. *J Bone Joint Surg*. 1978; 60-A: 75-85.
- ⁵⁷Peersman G, Laskin R, Davis J. Infection in total knee replacement: a retrospective review of 6489 total knee replacements. *Clin Orthop Relat Res* 2001;392:15-23.
- ⁵⁸Blom AW, Brown J, Taylor Ah et al. Infection after total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg* 2004;86 :688-91.
- ⁵⁹Hanssen AD, Rand JA. Evaluation and treatment of infection at the site of a total hip or knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg* 1998; 80 A:910-22.
- ⁶⁰Dupont JA. Significance of operative cultures in total hip arthroplasty. *Clin Orthop* 1986;211:122-7.
- ⁶¹Shaw JA, Chun R. Febrile response after total hip or knee arthroplasty. *Clin Orthop* 1999; 367:181-9.
- ⁶²Neut D, van der Mei HC, Bulstra SK et al. The role of small-colony variants in failure to diagnose and treat biofilm infections in orthopedics. *Acta Orthop* 2007;78(3):299-308.
- ⁶³Masterson EL, Masri BA, Duncan CP. Treatment of infection at site of total hip replacement. *Instr Course Lect* 1998;47: 397-206.
- ⁶⁴Bertin KC, Freeman MA, Samuelson KM, et al. Stemmed revision arthroplasty for aseptic loosening of total knee replacement. *J Bone Joint Surg* .1985;67-B:242-8.
- ⁶⁵Fehring TK, McAvoy G. Fluoroscopic evaluation of the painful total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 1996;331:226-33.
- ⁶⁶Ohashi KL, Romero AC, McGowan PD, et al. Adhesion and reliability of interfaces in cemented total joint arthroplasties. *J Orthop Res*. 1998;16:705-14.
- ⁶⁷Figgie HE, Goldberg VM, Heipel KG *et al*. The influence of tibial patellofemoral location on function of the knee in patients with the posterior stabilized knee prosthesis, *J Bone Joint Surg* 1986; 68-A: 1035-9.
- ⁶⁸Hoeffel DP, Rubash HE, Revision total knee arthroplasty: current rationale and techniques for femoral component revision, *Clin Orthop* 2000;380:116-20.
- ⁶⁹Yoshii LA, Whiteside SE. Influence of prosthetic joint line position on knee kinematics and patellar position, *J Arthroplasty* 1991;6 :169-73.
- ⁷⁰Kapandji IA, *The physiology of the joints, Lower limb vol. 2, Churchill Livingstone, New York (1978).*
- ⁷¹Levitsky KA, Hozack WJ, Balderston RA, et al. Evaluation of the painful prosthetic joint: relative value of bone scan, sedimentation rate, and joint aspiration. *J Arthroplasty* 1991; 6:237-244
- ⁷²Itasaka T, Kawai A, Sato T, et al. Diagnosis of infection after total hip arthroplasty. *J Orthop Sci* 2001; 6:320-326.
- ⁷³Katrin D. M. Stumpe, MD, Hubert P, et al. FDG PET for differentiation of infected or aseptic loosening in total hip replacements. *Radiology* 2004;231:333-41.
- ⁷⁴Aliabadi P, Tumei SS, Weissman BN, McNeil BJ. Cemented total hip prosthesis: radiographic and scintigraphic evaluation. *Radiology* 1989; 173:203-206.
- ⁷⁵Mont MA, Serna FK, Krackow KA, et al. Exploration of radiographically normal total knee replacements for unexplained pain. *Clin Orthop* 1996;331:216-20.
- ⁷⁶Engh GA, Dwyer KA, Hanes CK. Polyethylene wear of metal-backed tibial components in total and unicompartmental knee prostheses. *J Bone Joint Surg* 1992;74-B:9-17.
- ⁷⁷Vince KG, Long W. Revision knee arthroplasty: the limits of medullary fixation. *Clin Orthop* 1995; (317): 172-177.
- ⁷⁸Ries MD, Haas SB, Windsor RE. Soft-tissue balance in revision total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg* 2003; 85(A)(Suppl 1): 38-42.
- ⁷⁹Nelson CL, Gioe TJ, Cheng EY et al. Implant selection in revision total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg* 2003; 85 (A) (Suppl 1): S43-S51
- ⁸⁰Sculco TP, Choi JC. The role and results of bone grafting in revision total knee replacement. *Orthop Clin North Am*. 1998;29:339-46.
- ⁸¹Mjoberg B, Pettersson H, Rosenqvist R et al. Bone cement, thermal injury and the radiolucent zone. *Acta Orthop Scand* 1984;55:597-600.
- ⁸²Dorr LD, Ranawat CS, Sculco TA et al. Bone graft for tibial defects in total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 1986;205:153-65.
- ⁸³Scott RD. Revision total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 1988;226:65-77.
- ⁸⁴Figgie HE, Goldberg VM, Heipel KG et al. The influence of tibial patellofemoral location on function of the knee in patients with the posterior stabilized knee prosthesis. *J Bone Joint Surg* 1986; 68-A: 1035-9.

- ⁸⁵Hoeffel DP, Rubash HE. Revision total knee arthroplasty: current rationale and techniques for femoral component revision, *Clin Orthop* 2000;380:116-20.
- ⁸⁶Scuderi GR, Insall JN. Revision total knee arthroplasty with cemented fixation. *Tech Orthop* 1993;7:96-100.
- ⁸⁷Scott RD, Schai PA. Tibial osteotomy coincident with long stem total knee arthroplasty: a surgical technique. *Am J Knee Surg* 2000;13:127-31.
- ⁸⁸Bertin KC, Freeman MAR, Samuelson KM, et al. Stemmed revision arthroplasty for aseptic loosening of total knee replacement. *J Bone Joint Surg* 1985; 67-B: 242-8.
- ⁸⁹Fehring TK, Odum S, Olekson C, et al. Stem fixation in revision total knee arthroplasty: a comparative analysis. *Clin Orthop* 2003;416:217-24.
- ⁹⁰Wright JG, Rudicel S, Feinstein AR. Evaluating total hip replacements by expanding the spectrum of complaints and having patients rate importance. *Clin Res* 1992;40-A:183.
- ⁹¹Spilker B. *Quality of life in assessment in clinical trials*. New York: Raven Press, 1990.
- ⁹²Guyatt GH, Deyo RA, Charlson M, et al. Responsiveness and validity in health status measurement: a clarification. *J Clin Epidemiol* 1989;42:403-8.
- ⁹³Norkin CC, White DJ. *Measurement of joint motion: A guide to goniometry*. Filadelfia: FA, Davis;1985.
- ⁹⁴Hasewaga 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.
- ⁹⁵Isall J, Salvati E. Patella position in the normal knee joint. *Radiology*. 1971; 101:101-4.
- ⁹⁶Shabshin N, Schweitzer ME, Morrison WB et al. MRI criteria for patella alta and baja. *Skeletal Radiol*. 2004;33 (8): 445-50
- ⁹⁷Ewald FC. Knee Society Roentgenographic Evaluation and Scoring System. *Clin Orthop*. 1989;248:9-12.
- ⁹⁸Fehring TK, Odum S, Olekson C, et al. Stem fixation in revision total knee arthroplasty. A comparative analysis. *Clin Orthop*. 2003;416:217-24.
- ⁹⁹Hofmann AA, Kurtin SM, Lyons S, et al. Clinical and radiographic analysis of accurate restoration of the joint line in revision total knee arthroplasty. *J Arthroplasty*.2006;21(8):1154-62.
- ¹⁰⁰Lingard EA, Katz JN, Wright RJ, et al. Validity and responsiveness of the Knee Society Clinical Rating System in comparison with the SF-36 and WOMAC. *J Bone Joint Surg* 2001;83-A:1856-64.
- ¹⁰¹Insall JN, Dorr LD, Scott RD, et al. Rationale of the Knee Society clinical rating system. *Clin Orthop* 1989;248:13-4.
- ¹⁰²Bellamy N, Buchanan W, Goldsmith J, et al. Validation study of WOMAC: a health status instrument for measuring clinically important patient relevant outcomes to antirheumatic drug therapy in patients with osteoarthritis of the hip or knee. *Journal of Rheumatology* .1988; 15 (12): 1833-1840.
- ¹⁰³Bellamy N, Buchanan W, Goldsmith CH, et al. Validation study of Womac: a health status instrument for measuring clinically-important patient-relevant outcomes following total hip or knee arthroplasty in osteoarthritis. *Journal of Orthopaedic Rheumatology* 1988;1: 95-108.
- ¹⁰⁴Soininen JV, Paavolainen PO, Gronblad MA et al. Validation study of a Finnish version of the Western Ontario and McMasters University osteoarthritis index. *Hip Int* 2008;18(2):108-11.
- ¹⁰⁵Whitehouse SL, Lingard EA, Katz JN. Development and testing of a reduced WOMAC function scale. *J Bone Joint Surg* 2003;85-B:706-11.
- ¹⁰⁶Williams JI, Llewellyn-Thomas H, Arshimoff R, et al. The burden of waiting for hip and knee replacements in Ontario. *Journal of Evaluation in Clinical Practice*. 1997; 3: 59-68.
- ¹⁰⁷Ware JE Jr, Sherbourne CD. The MOS 36-item short-form health survey (SF-36).I. Conceptual framework and item selection. *Med Care*. 1992 Jun;30(6):473-83.
- ¹⁰⁸McHorney CA, Ware JE Jr, Lu JF et al. The MOS 36-item Short-Form Health Survey (SF-36): III. Tests of data quality, scaling assumptions, and reliability across diverse patient groups. *Med Care* 1994;32:40-66.
- ¹⁰⁹McGuigan FX, Hozack WJ, Moriarty L, et al. Predicting quality of life outcomes following total joint arthroplasty. Limitations of the sf-36 health status questionnaire. *Journal of Arthroplasty*.1995;10: 724-747.
- ¹¹⁰Ware JE, Kosinski M. Interpreting SF-36 summary health measures: a response. *Qual Life Res* 2001;10:405-13.
- ¹¹¹Hasewaga 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.
- ¹¹²Insall JN, Dorr LD, Scott RD, et al. Rationale of the knee society clinical rating system. *Clin Orthop*.1989;248:13-4.
- ¹¹³Saleh KJ, Dykes DC, Tweedie RI, et al. Functional outcome after total knee arthroplasty revision: a meta-analysis. *J Arthroplasty*. 2002;17(8):967-77.

- ¹¹⁴ Barrack RL, McClure JT, Burak CF, et al. Revision total knee arthroplasty: the patient's perspective. *Clin Orthop Relat Res.* 2007;464:146-50.
- ¹¹⁵ Mulhall KJ, Ghomrawi HM, Mihalko W, et al. 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.
- ¹¹⁶ Perlick L, Lüring C, Tingart M, et al. Revision prosthetic of the knee joint. The influence of a navigation system on the alignment and reconstruction of the joint line. *Orthopade.* 2006;35(10):1080-6.
- ¹¹⁷ Mulhall KJ, Ghomrawi HM, Engh GA, et al. Radiographic prediction of intraoperative bone loss in knee arthroplasty revision. *Clin Orthop Relat Res.* 2006;446:51-8.
- ¹¹⁸ Mulhall KJ, Ghomrawi HM, Scully S, et al. Current etiologies and modes of failure in total knee arthroplasty revision. *Clin Orthop Relat Res.* 2006;446:45-50.
- ¹¹⁹ Saleh KJ, Santos ER, Ghomrawi HM, et al. Socioeconomic issues and demographics of total knee arthroplasty revision. *Clin Orthop Relat Res.* 2006;446:15-21.
- ¹²⁰ Feinglass J, Koo S, Koh J. Revision total knee arthroplasty complication rates in Northern Illinois. *Clin Orthop Relat Res.* 2004;(429):279-85.
- ¹²¹ North American Knee Arthroplasty Revision (N.A.K.A.R.) Study Group. Predictive validity of the Knee Society Index of Severity: a prospective, multicenter cohort study. *J Arthroplasty.* 2004;19(3):322-8.
- ¹²² Parsley BS, Sugano N, Bertolusso R, et al. Mechanical alignment of tibial stems in revision total knee arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2003;18(7):33-6.
- ¹²³ Walker PS, Manktelow AR. Comparison between a Constrained Condylar and a Rotating Hinge in revision knee surgery. *Knee.* 2001;8(4):269-79
- ¹²⁴ Clatworthy MG, Ballance J, Brick GW, et al. The use of structural allograft for uncontained defects in revision total knee arthroplasty. A minimum five-year review. *J Bone Joint Surg.* 2001;83A(3):404-11.
- ¹²⁵ Engh GA, Herzwurm PJ, Parks NL. Treatment of major defects of bone with bulk allografts and stemmed components during total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg.* 1997;79A(7):1030-9.
- ¹²⁶ Sheng P, Lehto M, Kataja M, et al. Patient outcome following revision total knee arthroplasty: a meta-analysis. *Int Orthop.* 2004;28(2):78-81.
- ¹²⁷ Sheng PY, Konttinen L, Lehto M, et al. Revision total knee arthroplasty: 1990 through 2002. A review of the Finnish arthroplasty registry. *J Bone Joint Surg.* 2006;88-A(7):1425-30.
- ¹²⁸ Sheng PY, Jämsen E, Lehto M, et al. Revision total knee arthroplasty with the total condylar III system: a comparative analysis of 71 consecutive cases of osteoarthritis or inflammatory arthritis. *Acta Orthop.* 2006;77(3):512-8.
- ¹²⁹ 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.
- ¹³⁰ Dahm DL, Barnes SA, Harrington JR, Berry DJ. Patient reported activity after revision total knee arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2007;22(6):106-10.
- ¹³¹ Ghomrawi HM, Kane RL, Eberly LE; North American Knee Arthroplasty Revision (NAKAR) Study Group. Patterns of functional improvement after revision knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg.* 2009;91-A(12):2838-45.
- ¹³² Jacofsky DJ, Della Valle CJ, Meneghini RM, et al. American Academy of Orthopaedic Surgeons. Revision total knee arthroplasty: what the practicing orthopaedic surgeon needs to know. *J Bone Joint Surg.* 2010;92-A:1282-92.
- ¹³³ Haas SB, Insall JN, Montgomery W 3rd, et al. Revision total knee arthroplasty with use of modular components with stems inserted without cement. *J Bone Joint Surg.* 1995;77-A(11):1700-7.
- ¹³⁴ Hartley RC, Barton-Hanson NG, Finley R, Parkinson RW. Early patient outcomes after primary and revision total knee arthroplasty. A prospective study. *J Bone Joint Surg Br.* 2002;84-B(7):994-9.
- ¹³⁵ Gofton WT, Tsigaras H, Butler RA, et al. Revision total knee arthroplasty: fixation with modular stems. *Clin Orthop Relat Res.* 2002;(404):158-68.
- ¹³⁶ Greidanus NV, Peterson RC, Masri BA, et al. Quality of Life Outcomes in Revision Versus Primary Total Knee Arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2010; Article in press.
- ¹³⁷ Núñez M, Lozano L, Núñez E, et al. Total knee replacement and health-related quality of life: factors influencing long-term outcomes. *Arthritis Rheum.* 2009;61(8):1062-9.
- ¹³⁸ Dennis DA, Berry DJ, Engh G, et al. Revision total knee arthroplasty. *J Am Acad Orthop Surg.* 2008;16(8):442-54.
- ¹³⁹ Seral B, Seral F, Martín G, et al. Cemented femoral stems in revision total knee replacement. *Rev Otop Traumatol* 2005;49:358-63.
- ¹⁴⁰ Sah AP, Shukla S, Della Valle CJ, et al. Modified Hybrid Stem Fixation in Revision TKA is Durable at 2 to 10 Years. *Clin Orthop Relat Res.* 2010; Article in press.

- ¹⁴¹ Engh GA, Herzworm PJ, Parks NL. Treatment of major defects of bone with bulk allografts and stemmed components during total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg.* 1997;79-A(7):1030-9.
- ¹⁴² Conditt MA, Parsley BS, Alexander JW, et al. The optimal strategy for stable tibial fixation in revision total knee arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2004;19(7 Suppl 2):113-8.
- ¹⁴³ Radnay CS, Scuderi GR. Management of bone loss: augments, cones, offset stems. *Clin Orthop Relat Res.* 2006;446:83-92.
- ¹⁴⁴ Yoshii I, Whiteside LA, Milliano MT, et al. The effect of central stem and stem length on micromovement of the tibial tray. *J Arthroplasty.* 1992;7:433-8.
- ¹⁴⁵ Touchi H, Loch DA, Genuino VS, et al: The effect of metal wedges on the strain distribution in the proximal tibia following total knee arthroplasty. *TransOrthop Res Soc:*731, 1996
- ¹⁴⁶ Whaley AL, Trousdale RT, Rand JA, et al. Cemented long-stem revision total knee arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2003;18(5):592-9.
- ¹⁴⁷ Beckmann J, Lüring C, Springorum R, et al. Fixation of revision TKA: a review of the literature. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.*2010. Article in press.
- ¹⁴⁸ Peters CL, Erickson J, Kloepper RG, et al. Revision total knee arthroplasty with modular components inserted with metaphyseal cement and stems without cement. *J Arthroplasty.* 2005;20(3):302-8.
- ¹⁴⁹ Fern ED, Winson IJ, Getty CJN. Anterior knee pain in rheumatoid patients after total knee replacement. Possible selection criteria for patellar resurfacing. *J Bone Joint Surg.*1992;74B:226-8.
- ¹⁵⁰ Parsley BS, Sugano N, Bertolusso R, et al. Mechanical alignment of tibial stems in revision total knee arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2003;18(7 Suppl1):33-6.
- ¹⁵¹ Kim YH, Kwon OS, Kim K. Analysis of biomechanical effect of stem-end design in revision TKA using Digital Korean model. *Clin Biomech.* 2008;23(7):853-8.
- ¹⁵² Barrack RL, Rorabeck C, Burt M, et al. Pain at the end of the stem after revision total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* 1999;(367):216-25.
- ¹⁵³ Barrack RL, Stanley T, Burt M, et al. The effect of stem design on end-of-stem pain in revision total knee arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2004;19(7 Suppl 2):119-24.
- ¹⁵⁴ Glenn JC, Sokoloski SN, Damer BM, et al. Tibia pain at end of stem with stemmed revision total knee arthroplasty: treatment with cortical strut graft technique. *J Arthroplasty.* 2010;25(3):497.
- ¹⁵⁵ Friedman RJ, Hirst P, Poss R, et al. Results of revision total knee arthroplasty performed for aseptic loosening. *Clin Orthop Relat Res.* 1990;(255):235-41.
- ¹⁵⁶ Shannon BD, Klassen JF, Rand JA, et al. Revision total knee arthroplasty with cemented components and uncemented intramedullary stems. *J Arthroplasty.* 2003;18(7 Suppl 1):27-32.
- ¹⁵⁷ Rodríguez JA, Shahane S, Rasquinha J, et al. Does the total condylar 3 constrained knee prótesis predispose to failure of revision total knee replacement. *J Bone Joint Surg.* 2003;85-A Suppl 4:153-6
- ¹⁵⁸ Wood GC, Naudie DD, MacDonald SJ, et al. Results of press-fit stems in revision knee arthroplasties. *Clin Orthop Relat Res.* 2009;467(3):810-7.
- ¹⁵⁹ Peters CL, Hennessey R, Barden RM, et al. Revision total knee arthroplasty with a cemented posterior-stabilized or constrained condylar prosthesis: a minimum 3-year and average 5-year follow-up study. *J Arthroplasty.* 1997;12(8):896-903.
- ¹⁶⁰ Masri BA, Meek RM, Greidanus NV, Garbus DS. Effect of retaining a patellar prosthesis on pain, functional, and satisfaction outcomes after revision total knee arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2006;21(8):1169-74.
- ¹⁶¹ Rand JA. Patellar resurfacing in total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* 1990;(260):110-7.
- ¹⁶² Grelsamer RP. Patella baja after total knee arthroplasty: is it really patella baja? *J Arthroplasty.* 2002;17(1):66-9.
- ¹⁶³ Paulos LE, Wnorowski DC, Greenwald AE: Infrapatellar contracture syndrome: diagnosis, treatment, and long-term followup. *Am J Sports Med.* 1994; 22:440.
- ¹⁶⁴ Yoshii LA, Whiteside SE. Influence of prosthetic joint line position on knee kinematics and patellar position. *J Arthroplasty.* 1991;6 :169-73.
- ¹⁶⁵ Walter F, Haynes MB, Markel DC. A randomized prospective study evaluating the effect of patellar eversion on the early functional outcomes in primary total knee arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2007 Jun;22(4):509-14.
- ¹⁶⁶ Sharma V, Tsailas PG, Maheshwari AV, Ranawat AS, Ranawat CS. Does patellar eversion in total knee arthroplasty cause patella baja? *Clin Orthop Relat Res.*2008;466(11):2763-8.
- ¹⁶⁷ Meneghini RM, Ritter MA, Pierson JL, et al. The effect of the Insall-Salvati ratio on outcome after total knee arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2006;21(6 Suppl 2):116-20.
- ¹⁶⁸ Kantor SG, Schneider R, Insall JN, et al. Radionuclide Imaging of asymptomatic versus symptomatic total knee arthroplasties. *Clin Orthop* 1990; 260:118-23.

- ¹⁶⁹ Sachetti GM, Ghisellini F, Brambilla M, et al. Quantitative scintigraphic evaluation of total knee arthroplasties. *Clin Orthop* 1996;325:181-89.
- ¹⁷⁰ Aliabadi P, Tumeh SS, Weissman BN, McNeil BJ. Cemented total hip prosthesis: radiographic and scintigraphic evaluation. *Radiology* 1989; 173:203-206.
- ¹⁷¹ Clarke HD, Scuderi GR. Flexion instability in primary total knee replacement, *J Knee Surg* 2003; 16:123-7.
- ¹⁷² Singerman R, Heiple KG, Davy DT et al. Effect of tibial component position on patellar strain following total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 1995; 10: 651-6.
- ¹⁷³ Partington PF, Sawhney J, Rorabeck CH et al. Joint line restoration after revision total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 1999; 367: 165-9.
- ¹⁷⁴ Kapandji IA, *The physiology of the joints, Lower limb vol. 2*, Churchill Livingstone, New York (1978).
- ¹⁷⁵ Porteous AJ, Hassaballa MA, Newman JH. Does the joint line matter in revision total knee replacement?. *J Bone Joint Surg* 2008;90-B:879-84.
- ¹⁷⁶ Hoffman AA, Kurtin SM, Lyons S, et al. Clinical and radiographic analysis of accurate of restoration of the joint line of revision total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 2006; 21: 1154-62.
- ¹⁷⁷ Elia EA, Lotke PA. Results of revision total knee arthroplasty associated with significant bone loss. *Clin Orthop* 1991;271:114-7.
- ¹⁷⁸ Drake BG, Callahan CM, Dittus RS, Wright JG. Global rating systems used in assessing knee arthroplasty outcomes. *J Arthroplasty*. 1994;9:409-17.
- ¹⁷⁹ Konig A, Scheidler M, Rader C, Eulert J. The need for a dual rating system in total knee arthroplasty. *Clin Orthop*. 1997;345:161-7
- ¹⁸⁰ Kim YH, Kim JS. Revision total knee arthroplasty with use of a constrained condylar knee prosthesis. *J Bone Joint Surg* . 2009;91-A(6):1440-7.
- ¹⁸¹ Mulhall KJ, Ghomrawi HM, Bershady B, et al. Functional improvement after total knee arthroplasty revision: new observations on the dimensional nature of outcome. *J Orthop Surg Res*. 2007;2:25.
- ¹⁸² Ghanem E, Pawasarat I, Lindsay A, et al. Limitations of the Knee Society Score in evaluating outcomes following revision total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg*. 2010;92-A(14):2445-51.
- ¹⁸³ Sackett DL. Rules of evidence and clinical recommendations on the use of antithrombotic agents. *Chest*. 1986;89(2 Suppl):2S-3S.
- ¹⁸⁴ Whiteside LA. Cementless fixation in revision total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*. 2006;446:140-8.
- ¹⁸⁵ Hanzlik S, Mahabir RC, Baynosa RC, et al. Levels of evidence in research published in *The Journal of Bone and Joint Surgery (American Volume)* over the last thirty years. *J Bone Joint Surg*. 2009;91-A(2):425-8.
- ¹⁸⁶ Completo A, Fonseca F, Simões JA. Strain shielding in proximal tibia of stemmed knee prosthesis: experimental study. *J Biomech*. 2008;41(3):560-6.
- ¹⁸⁷ Completo A, Simões JA, Fonseca F, et al. The influence of different tibial stem designs in load sharing and stability at the cement-bone interface in revision TKA. *Knee*. 2008;15(3):227-32.
- ¹⁸⁸ Burnett RS, Keeney JA, Maloney WJ, et al. Revision total knee arthroplasty for major osteolysis. *Iowa Orthop J*. 2009;29:28-37.
- ¹⁸⁹ Jazrawi LM, Bai B, Kummer FJ, et al. The effect of stem modularity and mode of fixation on tibial component stability in revision total knee arthroplasty. *J Arthroplasty*. 2001;16(6):759-67.
- ¹⁹⁰ Skwara A, Figiel J, Knott T, et al. Primary stability of tibial components in TKA: in vitro comparison of two cementing techniques. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2009;17(10):1199-205.
- ¹⁹¹ Kim YH, Kim JS. Revision total knee arthroplasty with use of a constrained condylar knee prosthesis. *J Bone Joint Surg Am*. 2009;91-A(6):1440-7.
- ¹⁹² Mabry TM, Vessely MB, Schleck CD, et al. Revision total knee arthroplasty with modular cemented stems: long-term follow-up. *J Arthroplasty*. 2007;22(6 Suppl 2):100-5.
- ¹⁹³ Peters CL, Erickson JA, Gililand JM. Clinical and radiographic results of 184 consecutive revision total knee arthroplasties placed with modular cementless stems. *J Arthroplasty*. 2009;24(6 Suppl):48-53.
- ¹⁹⁴ Kane RL, Saleh KJ, Wilt TJ, Bershady B. The functional outcomes of total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg* . 2005;87-A(8):1719-24.
- ¹⁹⁵ Iorio R, Healy WL, Richards JA. Comparison of the hospital cost of primary and revision total knee arthroplasty after cost containment. *Orthopedics*. 1999;22(2):195-9.
- ¹⁹⁶ Barrack RL, Hoffman GJ, Tejeiro WV, Carpenter LJ Jr. Surgeon work input and risk in primary versus revision total joint arthroplasty. *J Arthroplasty*. 1995;10(3):281-6.
- ¹⁹⁷ Vincent KR, Vincent HK, Lee LW, et al. Inpatient rehabilitation outcomes in primary and revision total knee arthroplasty patients. *Clin Orthop*. 2006;446:201-7.
- ¹⁹⁸ Gillespie GN, Porteous AJ. Obesity and knee arthroplasty. *Knee*. 2007;14(2):81-6.

¹⁹⁹ Bordini B, Stea S, Cremonini S, et al. Relationship between obesity and early failure of total knee prostheses. *BMC Musculoskelet Disord.* 2009;10:29.

²⁰⁰ McCarthy C K, Steinberg G G, Agren M, et al. Quantifying bone loss from the proximal femur after total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg.* 1991; 73-B(5): 774-8.

²⁰¹ Sundfeldt M, Carlsson LV, Johansson CB, et al. Aseptic loosening, not only a question of wear: a review of different theories. *Acta Orthop.* 2006;77(2):177-97.