

UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID
FACULTAD DE MEDICINA
DEPARTAMENTO DE CIRUGÍA



TESIS DOCTORAL

Influencia del nivel de la línea articular sobre el resultado funcional de prótesis de rodilla realizadas con técnica navegada

MEMORIA PARA OPTAR AL GRADO DE DOCTOR

PRESENTADA POR

Pedro Miguel Hernández Trillos

DIRECTORES

Javier Vaquero Martín
Pablo Sanz Ruiz

Madrid, 2018

UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID

FACULTAD DE MEDICINA

DEPARTAMENTO DE CIRUGÍA



TESIS DOCTORAL

**INFLUENCIA DEL NIVEL DE LA LÍNEA ARTICULAR
SOBRE EL RESULTADO FUNCIONAL DE PRÓTESIS
DE RODILLA REALIZADAS CON
TÉCNICA NAVEGADA**

Memoria para optar al grado de doctor

Presentado por:

Pedro Miguel Hernández Trillos

Directores:

**Javier Vaquero Martín
Pablo Sanz Ruiz**

Madrid, 2017

AGRADECIMIENTOS

*Si yo pudiera enumerar cuánto debo a mis grandes
antecesores y contemporáneos, no me
quedaría mucho en propiedad*

Johann W. Goethe

Quiero agradecer en primer lugar a mis directores de tesis, al **Dr. D. Javier Vaquero Martín** por creer en este proyecto, por asesorarme y acompañarme en su desarrollo y al **Dr. D. Pablo Sanz Ruiz** por su implicación y colaboración en el proceso de realización de esta tesis.

También, mi agradecimiento profundo al **Dr. D. Jaime Baselga García-Escudero** por favorecer mi desarrollo profesional y la actividad científica en el día a día, ofreciéndome su apoyo incondicional, al **Dr. D. Ricardo Larraínzar Garijo** por sus consejos durante las correcciones de mi tesis, al **Dr. D. Ricardo Horno González** por compartir conmigo su experiencia y conocimiento, al **Dr. D. Guillermo Valencia Abdala** por su ejemplo de vida, al **Dr. D. Hernán Simancas Pereira** por sus enseñanzas durante mi período de formación, sin su adiestramiento sobre mediciones radiográficas mi tesis no hubiera sido posible y por último, a los **Doctores D. Carlos Pereira Betancurt y D. Gustavo Matson Carballo** por sus consejos, enseñanza e iniciación en el camino de la cirugía navegada.

Quiero agradecer a todos los compañeros y amigos del Hospital Ruber Internacional por todas las horas sufridas y disfrutadas juntos, en especial a **Concha Alvaro García, Charo Colastra Escobar, M^a Ángeles González Rodríguez** y su hija **Marina Martín González**, que han colaborado para que mi tesis se llevara a cabo.

Gracias también a **Silvia Blázquez González** y **Ricardo Ortiz Zambrano** por sus consejos en el proceso de redacción y maquetación.

Por último, mi especial agradecimiento a **mi familia, a mis abuelos** por ser un ejemplo constante, a mi tío **Alberto Torres Bustamante** por no fallar en los momentos difíciles, a mi padre **Miguel Hernández Páez** por estar siempre dispuesto a ayudar y a mi madre, **Ana Elvira Trillos Martínez** a quien pido perdón por el tiempo que no he podido dedicarle en algunos momentos del desarrollo de mi tesis.

ÍNDICE

	Pág.
AGRADECIMIENTOS	1
ABREVIATURAS	12
RESUMEN	13
SUMMARY	28
1. INTRODUCCIÓN	23
1.1. Navegación y artroplastia total de rodilla	24
1.2. Importancia de la interlínea articular	24
1.3. Métodos radiográficos para la determinación de la línea articular	25
1.4. Índice de masa corporal	27
2. MARCO TEÓRICO	29
2.1. Mecanismo extensor	29
2.2. Estudios complementarios por imagen de la articulación femoropatelar	31
2.3. Cinemática de la artroplastia de rodilla	31
2.4. Planificación preoperatoria	33
2.5. Principios del sistema de navegación en artroplastia de rodilla	35
2.5.1. Eje en el plano frontal	35
2.5.2. Consideraciones técnicas	35
2.6. Indicadores de resultado en la artroplastia de rodilla	36

3. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	38
3.1. Descripción del problema	38
3.2. Elementos del problema	42
3.3. Formulación del problema	42
4. JUSTIFICACIÓN	43
5. HIPÓTESIS	44
5.1. Hipótesis alternativa	44
5.2. Hipótesis nula	44
6. OBJETIVOS	45
6.1. Objetivo primario	45
6.2. Objetivos secundarios	45
7. MATERIAL Y MÉTODO	46
7.1. Tipo de estudio	46
7.2. Población	46
7.3. Criterios de inclusión	46
7.4. Criterios de exclusión	47
7.5. Muestra	47
7.6. Estudio radiográfico	47
7.7. Métodos e instrumentos	48
7.8. Prótesis seleccionada en el presente estudio	51
7.9. Análisis de factibilidad	52
8. ANÁLISIS ESTADÍSTICO	53
9. CONSIDERACIONES ÉTICAS	54
10. RESULTADOS	55
10.1. Descripción de la muestra	55

10.2. Resultados durante la cirugía	59
10.3. Resultados durante la estancia hospitalaria	60
10.4. Rango de movimiento, dolor y función	61
10.5. Mediciones radiográficas	64
10.6. Línea articular	73
10.7. Análisis multivariable	76
10.7.1. Índice de verticalidad y eje fémoro-tibial en varo	77
10.7.2. Índice de verticalidad y eje fémoro-tibial en valgo	77
10.7.3. Índice de verticalidad y eje fémoro-tibial neutro	78
10.7.4. Índice de verticalidad y tamaño del polietileno	78
10.7.5. Índice de verticalidad y flexión	79
10.7.6. Índice de verticalidad y contractura en flexión	80
10.7.7. Índice de verticalidad y extensión	80
10.7.8. Índice de verticalidad y escala visual análoga	81
10.7.9. Índice de verticalidad y escala de Oxford	82
10.7.10. Índice de verticalidad, escala de Oxford, escala visual análoga e índice de masa corporal.	83
10.8. Resumen de análisis multivariable	85
11. DISCUSIÓN	87
11.1. Serie de pacientes	87
11.2. Tipo de implante	90
11.3. Navegación	94
11.4. Postoperatorio	96
11.5. Alineación radiográfica	98
11.6. Resultado funcional e interlínea articular	103
12. APLICACIÓN CLÍNICA	108
13. CONCLUSIONES	109
ANEXOS	111

LISTA DE TABLAS

	Pág.
Tabla 1. Descripción de la muestra de estudio.	55
Tabla 2. Distribución del índice de masa corporal.	55
Tabla 3. Descripción de los diagnósticos.	56
Tabla 4. Características clínicas basales antes de la cirugía.	58
Tabla 5. Tamaño de los implantes.	59
Tabla 6. Cortes óseos.	60
Tabla 7. Características durante el ingreso.	61
Tabla 8. Diferencia en el rango de movimiento pre y postquirúrgico.	61
Tabla 9. Diferencia en escala funcional y de dolor, pre y postquirúrgico.	62
Tabla 10. Comparación del eje anatómico y mecánico en varo.	64
Tabla 11. Comparación del eje anatómico y mecánico en valgo.	65
Tabla 12. Comparación del eje mecánico en varo radiográfico y con el navegador.	66
Tabla 13. Comparación del eje mecánico en valgo radiográfico y con el navegador.	66
Tabla 14. Diferencia en eje mecánico pre y postquirúrgico.	67
Tabla 15. Mediciones radiográficas del ángulo de fémur distal lateral, pre y postquirúrgicas.	70
Tabla 16. Mediciones radiográficas del ángulo de tibia proximal medial, pre y postquirúrgicas.	71
Tabla 17. Mediciones en radiografías laterales durante el pre y postquirúrgico.	72
Tabla 18. Mediciones del índice de verticalidad pre y postquirúrgico.	73
Tabla 19. Variación del nivel de la línea articular.	74
Tabla 20. Índice de verticalidad postquirúrgico.	75
Tabla 21. Análisis multivariable con ángulo mecánico en varo a los 24 meses.	77
Tabla 22. Análisis multivariable con ángulo mecánico en valgo a los 24 meses.	78
Tabla 23. Análisis multivariable del tamaño de polietileno utilizado.	79

Tabla 24. Análisis multivariable de la flexión a los 24 meses de la cirugía.	79
Tabla 25. Análisis multivariable de la contractura en flexión a los 24 meses de la cirugía.	80
Tabla 26. Análisis multivariable de la extensión a los 24 meses de la cirugía.	81
Tabla 27. Análisis multivariable de la EVA de los 24 meses tras la cirugía.	81
Tabla 28. Análisis multivariable de la Escala de Oxford a los 24 meses tras la cirugía.	82
Tabla 29. Análisis multivariable de la pregunta 5 de la Escala de Oxford a los 24 meses tras la cirugía.	83
Tabla 30. Análisis multivariable del índice de masa corporal.	84
Tabla 31. Análisis multivariable.	85

LISTA DE FIGURAS

	Pág.
Figura 1. Métodos de medición en radiografías.	26
Figura 2. Proyección lateral.	33
Figura 3. Índice de verticalidad.	34
Figura 4. Técnica del espacio.	39
Figura 5. Técnica de resección calculada.	40
Figura 6. Eje anatómico y mecánico.	48
Figura 7. Medición en telerradiografías.	50
Figura 8. Medición en radiografías laterales de rodilla.	51
Figura 9. Frecuencia de índice de masa corporal.	56
Figura 10. Frecuencia de los diagnósticos.	57
Figura 11. Clasificación radiológica de Kellgren y Lawrence.	57
Figura 12. Características clínicas antes de la cirugía.	58
Figura 13. Tamaño de los implantes utilizados.	59
Figura 14. Cortes óseos realizados.	60
Figura 15. Comparación del rango de movimiento pre y postquirúrgico.	62
Figura 16. Comparación en la escala de dolor pre y postquirúrgico.	63
Figura 17. Comparación en la escala Oxford pre y postquirúrgico.	63
Figura 18. Comparación de ejes en varo anatómico y mecánico.	64
Figura 19. Comparación de ejes en valgo anatómico y mecánico.	65
Figura 20. Comparación del eje mecánico en varo radiográfico y con el navegador.	66
Figura 21. Comparación del eje mecánico en valgo radiográfico y con el navegador.	67
Figura 22. Comparación de ejes mecánicos pre y postquirúrgico.	68
Figura 23. Comparación de la frecuencia de los ejes mecánicos pre y postquirúrgico.	69
Figura 24. Valores del AFDLm pre y postquirúrgico.	70

Figura 25. Valores del ATPM pre y postquirúrgico.	72
Figura 26. Valores del AFDPL y del ATPPL pre y postquirúrgico.	73
Figura 27. Valores del IV pre y postquirúrgico.	74
Figura 28. Nivel de la línea articular.	75
Figura 29. Índice de verticalidad postquirúrgico.	76
Figura 30. Valores del índice de verticalidad postquirúrgico.	76

LISTA DE ANEXOS

	Pág.
Anexo I. Variables del estudio.	112
Anexo II. Formulario de recolección de datos.	115
Anexo III. Consentimiento informado.	119
Anexo IV. Medición del IV en radiografías pre y postquirúrgicas.	120

ABREVIATURAS

ACFC	Ángulo del componente de fémur coronal
ACTC	Ángulo del componente de tibia coronal
AFDLm	Ángulo de fémur distal lateral mecánico
AFDPL	Ángulo de fémur distal posterior en la vista radiográfica lateral
AP	Anteroposterior
AR	Artroplastia de rodilla
ATPM	Ángulo de tibia proximal medial
ATPPL	Ángulo de tibia proximal posterior en la vista radiográfica lateral
ATR	Artroplastia total de rodilla
CH	Concentrado de hematíes
COT	Cirugía ortopédica y traumatología
CVRS	Medidas de calidad de vida relacionada con la salud
DE	Desviación estándar
ETAS	Espina ilíaca anterosuperior
EVA	Escala visual análoga
HSS	Puntuación del Hospital for Special Surgery
IMC	Índice de masa corporal
IV	Índice de verticalidad
KSS	Puntuación Knee Society Score
LA	Línea articular
LCP	Ligamento cruzado posterior
LES	Lupus eritematoso sistémico
LFRM	Ligamento femorrotuliano medial
LLE	Ligamento longitudinal externo
LLI	Ligamento longitudinal interno
LR	Longitud diagonal mayor de la rótula
NS	No significativo estadísticamente, un valor de $p > 0,05$
PLR	Prolongación de la longitud de la rótula
PR	Prótesis de rodilla
PROMS	Medidas percibidas por los pacientes
PSI	Instrumentación específica para el paciente
PTR	Prótesis total de rodilla
TC	Tomografía computarizada
TR	Tendón rotuliano
WOMAC	Escala de la Universidad Western Ontario y McMaster

RESUMEN

Título. Influencia del nivel de la línea articular sobre el resultado funcional de prótesis de rodilla realizadas con técnica navegada.

Introducción. Con la artroplastia total de rodilla que realizamos en la actualidad, se consigue como resultado un alivio del dolor y una recuperación excelente de la función del paciente, con una tasa de supervivencia tan alta como el 98% a los 15 años tras la cirugía.

En las últimas décadas se han desarrollado múltiples diseños de prótesis, y el debate sobre la conservación o no del ligamento cruzado posterior (LCP) se mantiene vivo. Los partidarios de conservar el LCP señalan que estas prótesis permiten mantener la línea articular, conservar una estructura ligamentosa estabilizadora central importante, mejorar la capacidad para subir escaleras y conservar mayor cantidad de hueso.

Los diseños nuevos ofrecen resultados todavía más prometedores a medio plazo, lo que nos indica que nuevas modificaciones de diseño podrían continuar mejorando estos resultados.

A partir del año 1970 la artroplastia total de rodilla ha tenido un verdadero desarrollo incrementándose de forma continuada hasta nuestros días.

Uno de los primeros cálculos de navegación que involucraban tejido óseo fue diseñado en 1974 por Schlöndorff y colaboradores en Aachen, Alemania. Desde finales de la década de los ochenta se ha utilizado la imagen radiográfica y diferentes técnicas para cuantificar la movilidad de las prótesis de rodilla in vivo. Estos estudios han demostrado cómo se mueven las prótesis de rodilla in vivo, cómo afecta el diseño del implante a la cinemática de la rodilla y cómo diferentes factores quirúrgicos y de diseño influyen en la mecánica de la rodilla y en la función del paciente.

En general los implantes de rodilla con mejor posición en el eje anteroposterior entre el fémur y la tibia, consiguen una mayor distribución de cargas y presentan una cinemática con más probabilidades de lograr una mejor función del paciente y una mayor longevidad del implante.

Los estudios radioscópicos iniciales sobre cinemática de las artroplastias de rodilla demostraron que los movimientos dinámicos diferían mucho de los de una rodilla normal. Estos estudios y otros posteriores, demostraron que el centro de rotación de la rodilla puede cambiar con distintos limitadores articulares. Los estudios cinemáticos realizados durante diversas actividades cotidianas en pacientes con prótesis de rodilla con buenos resultados clínicos, demuestran un abanico amplio de patrones de movilidad que pueden deberse a muchas causas, entre ellas a variaciones de la línea articular. Cierta proporción de pacientes continúan presentando dolor de difícil explicación. Algunas veces la prótesis funciona objetivamente bien y la amplitud de movimiento es

adecuada, pero el paciente presenta dolor que puede ser continuo o principalmente en reposo. Se pretende con este estudio dar algo de luz en este campo de la artroplastia total de rodilla para evitar que los pacientes presenten este tipo de complicaciones.

Las publicaciones científicas referentes a las implicaciones del nivel de la línea articular tras una artroplastia total de rodilla primaria no han sido el foco de interés de la mayoría de los autores. Con el desarrollo de los nuevos programas de navegación que incluían la línea articular, se tomó conciencia de este importante aspecto, y fue utilizado primero como punto de referencia a tener en cuenta en los programas de cirugía de revisión navegada de prótesis de rodilla y un par de años más tarde se incluyó en los programas de navegación en la cirugía primaria de rodilla. Publicaciones recientes ratifican que la incorrecta restauración de la línea articular durante la ATR puede producir inestabilidad articular, dolor anterior de rodilla, limitación del arco de movilidad y rigidez articular. Por tanto, la correcta restauración de la línea articular debe ser considerada en todas las ATR. Aunque se han descrito técnicas quirúrgicas al respecto, su eficacia y reproductibilidad intraquirúrgica sigue en estudio.

Las implicaciones de la línea articular en los resultados funcionales de las prótesis de rodilla, es otro aspecto estudiado por publicaciones científicas, que ayuda a explicar algunos casos de fallos en el postquirúrgico. Hay publicaciones que sugieren que la cirugía navegada es de gran ayuda para restaurar el nivel de la línea articular, pero las referencias radiográficas para medir de forma objetiva el nivel de la línea articular no son conocidas en la actualidad, o son métodos con pobre correlación entre las mediciones radiográficas.

El número de métodos radiográficos para la determinación de la posición vertical de la rótula sugieren que hay problemas aún no resueltos en este tema. La interacción entre la rótula y el surco femoral o el surco del implante femoral, es un factor importante a tener en cuenta para obtener una buena alineación en el plano axial, dada por la inclinación y en su plano sagital por su altura. Debido a que el surco femoral es difícil de definir radiológicamente, se dispone de varios métodos que relacionan directa o indirectamente la posición de la rótula a otras estructuras anatómicas de los cóndilos femorales. Sin embargo, ninguno de los métodos radiográficos disponibles actualmente para medir el nivel de la LA son comparables y por tanto los resultados de cada método y la definición de una línea articular baja o alta, deben estar relacionados con cada método.

Norman y Ekelund en 1976 introducen un método radiográfico de medición en el cual la rótula es evaluada en su posición más proximal durante una extensión máxima. Los autores afirman que su método tiene en cuenta diferentes factores que influyen en la posición vertical de la rótula y su relación con la longitud de la misma. En 1983 Norman realiza una nueva publicación donde introduce algunas modificaciones a su método originalmente descrito. Afirma que es un método con una técnica simple y reproducible, que incluye en su valoración la hiperextensión de la rodilla que es importante para la biomecánica, como lo publicó Smillie en 1974. Norman sostiene que su método hace una evaluación directa de la posición vertical de la rótula en relación con el surco femoral, tomando como referencia la distancia entre el borde distal de la longitud de la rótula y el punto más distal del cóndilo femoral.

Objetivo. Planteo como objetivo primario proponer el método del índice de verticalidad para medir el nivel y variaciones de la línea articular en las prótesis de rodilla realizadas con técnica navegada y relacionarlo con los resultados funcionales.

Material y Métodos. Para el cumplimiento de los objetivos propuestos se realizó un estudio observacional analítico longitudinal retrospectivo, con una cohorte de 145 pacientes que desde el 17 de febrero de 2009 hasta el 6 de abril de 2010 fueron intervenidos mediante una ATR con el sistema de navegación OrthoPilot® de BBraun Aesculap® en el Hospital Ruber Internacional de Madrid, con un seguimiento de 24 meses tras el procedimiento quirúrgico.

Se registró el nivel de la línea articular, su variación de nivel tras la cirugía, el arco de movilidad pre y postquirúrgico y el resultado funcional de la prótesis (medido con la escala Oxford), se analizó qué variables presentaron mejores pronósticos, correlacionándolas con índice de verticalidad bajo, normal y elevado, para poder recomendar el intervalo con el cual se consiguieron los mejores resultados funcionales y clínicos.

Resultados. De los 145 pacientes estudiados, 37 eran varones (25.52%) y 108 eran mujeres (74.48%). Ochenta y cinco pacientes fueron intervenidos de la rodilla derecha con un porcentaje del 58.62% y 60 pacientes de la rodilla izquierda con un porcentaje del 41.38%. La media de edad fue de 72.06 +/- 7.6 años con un rango de edad entre los 49 y 87 años. La media de peso fue de 75.83 +/- 11.55 kilogramos con un rango de peso entre los 45 y 116 kilogramos. La media de la altura fue de 1.59 +/- 0.07 metros con un rango entre 1.45 y 1.84 metros de altura. La media del índice de masa corporal (IMC) fue de 29.86 +/- 3.91 Kg./m² con un intervalo entre 20.54 y 41.15 Kg./m². Ciento treinta y cuatro pacientes tuvieron un diagnóstico de gonartrosis primaria, correspondiente a un porcentaje del 92.41% de la muestra de estudio.

Según la clasificación radiológica descrita por Kellgren y Lawrence, se descubrió que 39 pacientes el 26.90% estaban en un grado 3 y 106 pacientes, el 73.10% estaban en un grado 4. En relación a la medición clínica de los ejes, en 96 pacientes (88.07%) el eje anatómico en varo fue de media de 5.88° +/- 4.23°, con un valor mínimo de 0° y máximo de 20°. En 13 pacientes (11.93%) el eje anatómico en valgo fue de media de 8.23° +/- 4.36°, con un valor mínimo de 3° y máximo de 15°. El valor medio de flexión de los 145 pacientes del estudio fue de 107.41° +/- 13.82° con un valor mínimo de 70° y un máximo de 140°. La contractura en flexión de rodilla en 70 pacientes (48.27%) tuvo un valor medio de 6.59° +/- 4.07°, un valor mínimo de 0° y un valor máximo de 20°. Setenta y cinco pacientes, con un porcentaje de 51.73%, presentaron una extensión con una media de 4.13° +/- 3.69°, un valor mínimo 0° y máximo de 16°.

La media de tiempo quirúrgico fue de una hora con 38 minutos (1:38) con un rango comprendido entre una hora y 2:53 horas. El valor medio de corte del platillo de tibia medial fue de 3.3mm +/- 2.8mm con un rango de corte óseo entre -13mm y 10mm. El valor medio de corte del platillo de tibia lateral fue de 6.6mm +/- 3.8mm con un rango de corte óseo entre -7mm y 15mm. El valor medio de corte del cóndilo de fémur medial fue de 7.0mm +/- 4.0mm con un rango de corte óseo entre -3mm y 21mm. Y el valor medio del corte del cóndilo de fémur lateral fue de 6.5mm +/- 2mm con un rango de corte óseo entre 2mm y 16mm. La media de días de ingreso de los pacientes del estudio

fue de 3.08 +/- 0.61 días, con una estancia hospitalaria mínima de 3 días y máxima de 10 días.

En la consulta prequirúrgica 70 pacientes presentaron una contractura en flexión de media de 6.59° +/- 4.07° con un rango entre los 0° y 20°, en la consulta de los 24 meses de la cirugía 13 pacientes presentaron contractura en flexión de la rodilla con un ángulo medio de 1.07° +/- 0.27° y un rango entre 1° y 2°. La reducción media de contractura en las rodillas tras la cirugía fue de media de 7.8° +/- 3.63° datos estadísticamente significativos (IC 95% 3.28° a 12.31°; p 0,004). En la consulta de los 24 meses tras la cirugía se vio en 57 pacientes una reducción en la contractura en flexión.

La EVA en la consulta prequirúrgica presentó un valor de medio de 8 +/- 0.73 puntos con un rango máximo de 10 puntos y mínimo de 7 puntos, en la consulta a los 24 meses posterior a la cirugía el valor medio fue de 2.40 +/- 0.67 puntos con un rango máximo de 6 puntos y mínimo de 1 punto. La reducción en el valor de la EVA fue de media de 5.59 +/- 0.98 puntos, datos estadísticamente significativos (IC 95% 5.59 a 5.75; p < 0,001).

La puntuación de la escala Oxford en la consulta prequirúrgica presentó un valor medio de 48.91 +/- 3.02 puntos con un rango máximo de 57 puntos y mínimo de 40 puntos, en la consulta a los 24 meses postquirúrgico el valor medio fue de 16.64 +/- 3.39 puntos con un rango máximo de 36 puntos y mínimo de 12 puntos. La reducción en la puntuación fue de media de 32.26 +/- 4.59 puntos, datos estadísticamente significativos (IC 95% 31.51 a 33.02; p < 0,001). La puntuación de la pregunta cinco de la escala Oxford en la consulta prequirúrgica presento un valor medio de 4 +/- 0.54 puntos con un rango máximo de 5 puntos (dolor insoportable) y mínimo de 3 puntos (dolor moderado). En la consulta a los 24 meses postquirúrgico el valor de la pregunta cinco de la escala Oxford fue de media de 1.4 +/- 0.69 punto, con un rango máximo de 3 puntos (dolor moderado) y mínimo de 1 punto (sin dolor). La reducción en la puntuación fue de media de 2.6 +/- 0.81 puntos, datos estadísticamente significativos (IC 95% 2.46 a 2.73; p < 0,001).

El análisis de efecto que tiene la variación del nivel de la línea articular tras una prótesis de rodilla con técnica navegada sobre el cambio en la escala de valoración funcional de Oxford, indica que una elevación del nivel de la línea articular, implica una mejoría en la puntuación funcional, dada por una disminución de media de 0.82 puntos en la Escala de Oxford, (IC 95% -1.68 a 0.02; p 0,05). Se encontró además un efecto fuerte (R^2 0.55) entre los pacientes con un nivel de la línea articular dentro de los rangos de normalidad (0.15 y 0.27) en las mediciones radiográficas postquirúrgicas a los 24 meses tras la cirugía y la valoración funcional, estableciendo que tener un nivel de LA dentro de parámetros normales (IV Normal), implica una mejoría en la puntuación funcional, dada por una disminución media de 2.71 puntos menos (IC 95% -3.60 a -1.82; p < 0.001). El análisis de efecto que tiene la variación del nivel de la LA tras una ATR sobre la valoración funcional femorrotuliana, indica que una elevación del nivel de la LA, implica una mejoría en la puntuación funcional, dada por una disminución de media de 0.18 puntos en la pregunta número cinco de la Escala Oxford, (IC 95% -0.36 a -0.02; p 0,04). Se encontró un fuerte efecto (R^2 0.51) entre los pacientes con un nivel de la LA dentro de los rangos de normalidad (0.15 y 0.27) en las mediciones radiográficas postquirúrgicas a los 24 meses y la valoración de la función femorrotuliana,

estableciendo que tener un nivel de LA dentro de parámetros normales (IV Normal), implica una mejoría en la puntuación funcional femorrotuliana, dada por una disminución media de 0.67 puntos menos, (IC 95% -0.86 a -0.48; $p < 0.001$). Por último, se encontró un fuerte efecto (R^2 0.65) en la variación del nivel de la LA tras una prótesis de rodilla con técnica navegada, sobre el rango de movilidad clínica en el control de los 24 meses posterior a la cirugía. Esto indica que tener un nivel de LA dentro de parámetros normales (IV Normal), implica una disminución de los grados de contractura de la rodilla operada, dada por una disminución media de 0.46° menos. (IC 95% -0.82° a -0.09° ; p 0.01).

Conclusiones. Se demuestra que el Índice de Verticalidad (IV) es un método válido para medir el nivel de la Línea Articular (LA). No se encontró una correlación entre la estratificación de Índice de Masa Corporal (IMC) de los sujetos del estudio, la variación en el nivel de la Línea Articular y los resultados funcionales y clínicos al final del seguimiento.

El arco de movilidad conseguido tras una artroplastia total de rodilla con técnica navegada fue compatible con un rango de movimiento adecuado para la marcha y realización de actividades cotidianas. Se comprobó una reducción estadísticamente significativa en el número de pacientes que con contractura en flexión tras la artroplastia total de rodilla, lograron una extensión completa. Se encontró una correlación fuerte entre el rango de movilidad postquirúrgico y la variación en el nivel de la Línea Articular tras una artroplastia total de rodilla con técnica navegada. Esto indicó que tener un nivel de Línea Articular dentro de parámetros normales (IV entre 0,15 – 0,27) implica una disminución en los grados de contractura y, por tanto, mejores resultados clínicos.

Se observó una correlación entre las mediciones radiografías y el eje mecánico de los pacientes en el pre y postquirúrgico. Se pudo comprobar que las variaciones en el eje fémoro-tibial se relacionaban en magnitud con las diferentes mediciones realizadas en el plano frontal. Se pudo establecer que el sistema de navegación en la artroplastia total de rodilla garantiza una resección ósea mínima, sin observar una correlación entre el tamaño de los implantes y los niveles de corte realizados en tibia y fémur. Sí se encontró una correlación entre el nivel de corte realizado en el plato tibial y el eje mecánico fémoro-tibial tras la cirugía.

Se observó una correlación entre la elevación del nivel de la Línea Articular y los resultados funcionales medidos con la escala de Oxford, encontrando en estos pacientes mejores resultados funcionales. Se encontró una correlación entre la elevación del nivel de la Línea Articular y la valoración de la función fémoro-rotuliana, presentando una mejoría en su puntuación, por lo que se recomienda que debería ser considerada durante el planeamiento de toda artroplastia de rodilla primaria. Se identificó una relación fuerte entre un nivel de Línea Articular dentro de un Índice de Verticalidad entre 0.15 y 0.27 y los mejores resultados funcionales globales y fémoro-rotuliano, medidos con la escala de Oxford. Se propone que este rango debería ser el planeado y buscado durante la artroplastia total de rodilla primaria.

SUMMARY

Title. The influence of joint line height on functional results after a primary total knee replacement with navigation system.

Introduction. Nowadays we obtain a pain relief and an excellent patient's recovery after a primary total knee replacement, with a survival rate of 98% in the next 15 years after surgery.

Over the last several decades, multiple designs have been developed, and the discussion on the choice whether or not to retain the posterior cruciate ligament (PCL) is still alive. The supporters of maintaining the PCL point out that a total knee replacement allows to keep joint line height, to retain ligaments stabilizer structure, to improve the capacity of climbing stairs and to preserve larger quantity of bone.

The new designs offer promising results in the medium term, which shows us that new design modifications could continue improving the results.

It was in 1970 when the primary total knee replacement had a real development, which has been improving until today.

One of the first navigation calculations that involve bone tissue was designed in 1974 by Schlöndorff and contributors in Aachen, Germany. Since the end of the 1980s, radiographic image and different techniques to quantify prosthesis mobility in real time have been used. These studies have demonstrated how the prosthesis moves in real time, how the replacement design affects knee kinematics and how different surgical and design factors affect knee mechanics and patient function.

In general, a better antero-posterior axis between femur and tibia in a total knee replacement gets a better load distribution and it offers more kinematic possibilities to achieve the best function of the patient and a longer lifespan of the implant.

The radioscopic initial studies about total knee replacement kinematics have demonstrated that dynamic movements were far to be like a normal knee. These and subsequent studies have demonstrated that centre of knee rotation can change with different joint limiter. The kinematic studies made during different daily activities in patients with positive total knee replacement clinical results, have demonstrated a wide range of mobility patterns that might be caused by multiple causes, for example by changes in joint line height. Some patients still have difficult explanation pain.

Sometimes the total knee replacement works objectively well and the magnitude of the movement is suitable, but the patients present pain which can be continuous or mainly when he is at rest. The aim of this study is to show something new in the total knee replacement realm to avoid these patient complications.

The scientific publications about implications of changes in joint height after a primary total knee replacement have not been an interesting issue to most authors. With the new navigation programs development that contain the joint line height reveal that it is an important point and it was used as a starting point that we have to consider in navigation surgery programs of revision total knee arthroplasty and two years later it was included in primary total knee arthroplasty navigation programs. Recent publications ratify that the incorrect remodeling of the joint line height during the primary total knee replacement may produce joint instability, anterior knee pain, limitation in range-of-motion and joint stiffness. Therefore, the correct restoration of the joint line height has to be considered in all the total knee replacements. Although new surgical techniques have been described, their effectiveness and repeatability in a surgery are still under study.

The joint line height implications in functional total knee replacement results is other studied aspect by scientific publications that help us to explain some postoperative failures. Some publications suggest that navigation surgery system is a major contribution to restore the joint line height, but the radiographic references to quantify the joint line height in an objective way are not known at present or these methods have a poor correlation between radiographic measurements.

The number of radiographic methods to determine the vertical patella position suggests that there are unresolved problems on this matter. The interaction between the patella and the femoral groove or the femoral implant groove is an important factor that we have to consider to obtain a good alignment in axial plane, given by their inclination, and in sagittal plane, given by their height. Due to the femoral groove is difficult to determine in a radiological way, there are several methods that relate the patella and other anatomical structures of femoral condyles position in a directly or in an indirectly way. However, any of the radiological current available methods to measure the joint line height are comparable and, therefore, the results of each method and the definition of a high or a low joint line have to be correlated with each method.

In 1976, Norman and Ekelund have introduced a radiological method to measure what is the most proximal position of the patella during the maximum extension. These authors claim that their method consider different factors that influence in the vertical patella position and its relation with the maximum length. In 1983, Norman wrote a new publication where he included new modifications in the current described method. He claims that this new method uses a simple and a repeatable technique that includes the knee hyperextension valuation, which is important to the biomechanics, as Smilie published in 1974. Norman supports that his method evaluate directly the vertical patella position correlated with the femoral groove, considering the distance between the distal end of the patella length and the most distal femoral condyle point.

Objective. I contemplate as main objective to propose the vertical position index method to measure the level and variations of the joint level in total knee replacements carried out with navigation technique and related to functional results.

Material and methods. In order to achieve the proposed goals, it was made an observational analytical longitudinal retrospective study, with a cohort of 145 patients that between the 17 of February of 2009 and the 6 of April of 2010 were operated with a

total knee replacement with OrthoPilot® navigation system of BBraun Aesculap® in “Hospital Ruber Internacional” of Madrid, with a following-up of 24 months after the surgical procedure.

It was registered the level of the joint line, its variations after surgery, the movement arch pre and post-surgery and functional result of the replacement (measured with the Oxford scale), it was analyzed which were the variables that showed better prognosis, correlating these with a low, medium or high vertical position index, in order to be able to recommend the interval which lead to the best functional and clinic results.

Results. Among 145 evaluable patients, 37 were men (25.52%) and 108 were women (74.48%). Eighty-five patients underwent a right knee surgery (58.62%) while left knee surgery was performed in 60 of them (41.38%). The average age of patients was 72.06 +/- 7.6 years old within an age range from 49 to 87 years old. The average weight was 75.83 +/- 11.55 kilograms within a weight range of 45 to 116 kilograms. The average height was 1.59 +/- 0.07 meters within a range of 1.45 to 1.84 meters. The average Body Mass Index (BMI) was 29.86 +/- 3.91 Kg./m² within a range of 20.54 to 41.15 Kg./m². A hundred and thirty-four patients were diagnosed with primary gonarthrosis, which represents a percentage of a 92.41% of the study sample.

According to the Kellgren and Lawrence radiographic classification, grade 3 was found in 39 patients (26.90%), while 106 patients (73.10%) underwent grade 4. In terms of the axis clinical measurement, the average of varus anatomic axis in 96 patients (88.07%) was 5.88° +/- 4.23°, with a minimum angle of 0° and a maximum of 20°. In 13 patients (11.93%), the valgus anatomic axis average was of 8.23° +/- 4.36°, with a minimum value of 3° and a maximum of 15°. The average flexion range among the 145 patients was 107.41° +/- 13.82° with 70° as the minimum angle and 140° as the maximum angle. Seventy (48.27%) patients showed in average a flexion contracture in the knee joint of 6.59° +/- 4.07°, with a minimum value of 0° and a maximum value of 20°. Seventy-five patients (which represents a 51.73% of the sample) exhibited an average extension of 4.13° +/- 3.69°, with a minimum value of 0° and a maximum value of 16°.

The operative time average was 1:38 hours within a range of one hour to 2:53 hours. The average cut value of the medial tibial plateau was 3.3mm +/- 2.8mm, within a range of bone cut of -13mm to 10 mm. The average cut value of the lateral tibial plateau was 6.6mm +/- 3.8mm, within a range of bone cut of -7 mm to 15 mm. The average cut value of the condyle of medial femur was 7.0mm +/- 4.0mm, within a range of bone cut from -3 mm to 21 mm. And the average cut value of the condyle of lateral femur was 6.5 mm +/- 2 mm, within a range of bone cut of 2 mm to 16 mm. The average of stay days among the clinical study patients was of 3.08 +/- 0.61 days, with a minimum stay of 3 days and a maximum stay of 10 days.

At the pre-operative consultation, 70 patients presented an average flexion contracture of 6.59° +/- 4.07° within a range of 0° to 20°, in the 24 months after surgery consultation 13 patients exhibited a flexion knee contracture with an average angle of 1.07° +/- 0.27° and a range of 1° to 2°. After surgery, the average knee contracture reduction was 7.8° +/- 3.63°, data which is statistically significant (IC 95% 3.28° to 12.31°; p 0,004). At the 24-month postoperative consultation, 57 patients had reduced the flexion contracture.

The pain VAS at the pre-operative consultation was on average 8 +/- 0.73 points, within a maximum range of 10 points and a minimum range of 7, at the 24-month postoperative consultation, the average score was 2.40 +/- 0.67 points, being 6 and 1 the maximum and minimum scores, respectively. The average reduction on the pain VAS score was 5.59 +/- 0.98 points, data statistically significant (IC 95% 5.59 to 5.75; $p < 0,001$).

At the pre-operative consultation, the Oxford Scale average score was 48.91 +/- 3.02 points with a maximum range of 57 points and a minimum range of 40 points, while at the 24-month postoperative consultation, the average score was 16.64 +/- 3.39 points with a maximum range of 36 points and a minimum range of 12 points. The average score reduction was 32.26 +/- 4.59 points, data which is statistically significant (IC 95% 31.51 to 33.02; $p < 0,001$). At the pre-operative consultation, the Oxford Scale's fifth question showed an average score of 4 +/- 0.54 points within a maximum range of 5 points (unbearable pain) and a minimum of 3 points (moderate pain). At the 24-month post-surgery time period the average score of the Oxford Scale's fifth question was 1.4 +/- 0.69 points with a maximum range of 3 points (moderate pain) and a minimum of 1 point (no pain). The average score reduction was 2.6 +/- 0.81 points, data which is statistically significant (IC 95% 2.46 to 2.73; $p < 0,001$).

The analysis of the score changes on the Oxford Scale caused by the effect of joint line level variation after surgical navigation knee replacement points out that the knee joint level elevation implies an improvement on the functional score system, given by an average reduction of 0.82 points (IC 95% -1.68 to 0.02; $p 0,05$). It was also found to have a strong effect ($R^2 0.55$) on patients that had shown a joint line level within normal range (0.15 and 0.27) during the 24-month post-surgery radiographic measurements and functional assessment. This fact establishes that having a joint line level within the normal range implies a functional score improvement, given by the average reduction of 2.71 points (IC 95% -3.60 to -1.82; $p < 0.001$). The analysis of the effect on patellofemoral functional assessment of joint line level variation after a primary total knee replacement indicates that a knee joint level elevation involves a functional score improvement, given by an average reduction of 0.18 points on the Oxford Scale's fifth question (IC 95% -0.36 to -0.02; $p 0,04$). A strong effect ($R^2 0.51$) was also found on patients that had shown a joint line level within normal range (0.15 and 0.27) during the 24-month post-surgery radiographic measurements and patellofemoral functional assessment. This fact establishes that having a joint line level within the normal range implies a patellofemoral functional score improvement, given by the average reduction of 0.67 points (IC 95% -0.86 to -0.48; $p < 0.001$). Finally, in terms of the motion clinical range, a strong effect ($R^2 0.65$) was found on the joint line level variation after surgical navigation knee replacement, which was checked 24 months after the surgery. This fact indicates that having a joint line level within the normal range implies a degree of contracture reduction on the operated knee, given by the average reduction of 0.46 degrees (IC 95% -0.82° to -0.09°; $p 0.01$).

Conclusions. We have demonstrated that the Vertical Position Index (VPI) is an acceptable method to measure the joint line level. It wasn't found an interrelationship among the stratification of the study subjects' body mass index, the variation in the level of the joint line and the functional and clinical results at the end of the follow-up.

The arch of movement achieved after a total knee arthroplasty with navigation technique was compatible with an appropriated rank of movement for the march and the carrying out of daily activities. We confirmed a statistically meaningful reduction in the number of patients who, having a contracture in the flexion position, achieved a total extension after the total knee arthroplasty. It was found a strong interrelationship between the post-surgery rank of movement and a variation in the level of the joint line after a total knee arthroplasty with navigation technique. This showed that having a level of articular joint into referent values (VPI between 0,15 – 0,27) involves a decrease in the contracture grades and, therefore, better clinical results.

It was seen an interrelationship between the radiographic measurings and the mechanical axis of patients in the pre-surgery and post-surgery. It was checked that variations in the femoro-tibial axis were related in magnitude with the different measurings made in the frontal level. It was possible to stablish that the navigation system in the total knee arthroplasty guarantees a minimal bone resection, without watching an interrelationship between the size of the implants and the levels of the cut made in tibia and femur. We found an interrelationship between the level of the cut made in the tibial plate and the femoro-tibial mechanic axis after the surgery.

It was seen an interrelationship between the increase in the level of the joint line and the functional results measured with the Oxford scale, finding in these patients better functional results. It was found an interrelationship between the increase in the level of the joint line and the valuation of the femoro-patella function, showing an improvement in its score, therefore we recommend that it should be considered during the planning of every primary knee arthroplasty. It was identified a strong relationship between a level of joint line inside a Vertical Position Index between 0.15 and 0.27, and the best global functional and femoro-patella results, measured with the Oxford scale. We propose that this range should be planned and searched during the primary total knee arthroplasty.

1. INTRODUCCIÓN

La artroplastia total de rodilla realizada actualmente consigue como resultado un alivio del dolor y una recuperación excelente de la función del paciente, con una tasa de supervivencia tan alta como el 98% a los 15 años de la cirugía⁽¹⁵⁹⁾. En las últimas décadas se han desarrollado múltiples diseños de prótesis, y el debate sobre la conservación o no del ligamento cruzado posterior (LCP) se mantiene vivo. Los partidarios de conservar el LCP señalan que estas prótesis permiten mantener la línea articular, conservar una estructura ligamentosa estabilizadora central importante, mejorar la capacidad para subir escaleras y conservar mayor cantidad de hueso. Los estudios de resultados con prótesis de conservación de LCP, muestran una supervivencia del 98% al 100% a los 10 años para prótesis de nueva generación⁽¹⁸⁴⁾. Los diseños nuevos ofrecen resultados todavía más prometedores a medio plazo, lo que indica que nuevas modificaciones de diseño podrían continuar mejorando estos resultados⁽²⁷⁾.

Ha sido desde 1970 cuando la artroplastia total de rodilla tuvo un verdadero desarrollo, que se ha incrementado continuamente hasta nuestros días⁽⁴¹⁾. Uno de los primeros cálculos de navegación que involucraban tejido óseo fue diseñado en 1974 por Schlöndorff y colaboradores en Aachen, Alemania⁽¹⁶⁵⁾. Desde finales de la década de los ochenta, se ha utilizado la imagen radiográfica y diferentes técnicas para cuantificar la movilidad de las prótesis de rodilla in vivo. Estos estudios han demostrado cómo se mueven las prótesis de rodilla in vivo, cómo afecta el diseño del implante a la cinemática de la rodilla y cómo diferentes factores quirúrgicos y de diseño influyen en la mecánica de la rodilla y en la función del paciente. En general, los implantes de rodilla con mejor posición en el eje anteroposterior entre el fémur y la tibia consiguen una mayor distribución de cargas y presentan una cinemática con más probabilidades de lograr una mejor función del paciente y una mayor longevidad del implante. Los estudios radioscópicos iniciales sobre cinemática de las artroplastias de rodilla demostraron que los movimientos dinámicos diferían mucho de los de una rodilla normal⁽⁹⁾. Estos estudios y otros posteriores demostraron que el centro de rotación de la rodilla puede cambiar con distintos limitadores articulares.

Los estudios cinemáticos realizados durante diversas actividades cotidianas en pacientes con prótesis de rodilla con buenos resultados clínicos, demuestran un abanico amplio de patrones de movilidad, que pueden deberse a muchas causas, entre ellas a variaciones de la línea articular. Cierta proporción de pacientes continúan presentando dolor de difícil explicación. Algunas veces la prótesis funciona objetivamente bien y la amplitud de movimiento es adecuada, pero el paciente presenta dolor que puede ser continuo o principalmente en reposo. El dolor podría estar relacionado con pérdida de movilidad o contractura en flexión, aunque los componentes están en buena posición y la fijación sea adecuada. Se estima la incidencia de estos casos en una de cada 300 artroplastias. Habitualmente es difícil demostrar su causa y existe un solapamiento con la distrofia simpática refleja⁽⁹⁶⁾. Nicholls y Dorr⁽¹³³⁾ obtuvieron éxito en la revisión quirúrgica de rodillas con dolor de difícil explicación y rigidez, con mejoría de la movilidad y el

dolor. Por el contrario un estudio publicado en 1996⁽¹²⁶⁾ examinó la cirugía exploradora en el dolor inexplicable en artroplastia de rodilla, y solo el 25% lograron un resultado satisfactorio, si se identificaba un problema durante la cirugía que justificara el dolor. Se pretende con este estudio dar algo de luz en este campo de la artroplastia de rodilla para evitar que los pacientes presenten este tipo de complicaciones.

La situación de los componentes en la artroplastia total de rodilla es un aspecto crucial para lograr buenos resultados. Es importante la posición mediolateral tanto del componente tibial como del femoral, por lo general, los componentes deben quedar anatómicamente sobre sus huesos respectivos sin sobresalir ya que si ocurriese, pueden provocar dolor y predisponer a la rigidez por estiramiento capsular⁽⁵⁾. Así el componente de tibia elegido debe coincidir con precisión con la meseta tibial cortada y en el lado femoral, lo ideal es que el componente coincida con el borde cortado del cóndilo femoral lateral. No hay que colocar en posición medial el componente femoral para evitar una tensión excesiva en el retináculo rotuliano lateral. La alineación rotacional del componente femoral está determinada por la anatomía femoral distal y está influenciada en cierta medida por el estado de las partes blandas mediales. Cuando no es necesaria una liberación medial para la alineación axial, es necesaria cierta rotación externa del bloque de corte anteroposterior femoral para compensar la inclinación medial normal de la meseta tibial y la laxitud en flexión de las estructuras ligamentosas laterales y el recorrido patelar⁽¹⁹⁾.

1.1. Navegación y artroplastia total de rodilla

Durante la artroplastia total de rodilla la restauración del eje mecánico dentro de un ángulo de 3° del valor normal se ha asociado a mejores resultados a largo plazo⁽⁸⁰⁾. Un incorrecto alineamiento predispone a una inadecuada transmisión de cargas, un prematuro aflojamiento de los componentes y a problemas patelofemorales^(7, 180). Aunque algunos estudios han mostrado que no hay diferencia significativa en cuanto a la exactitud de la alineación y orientación de los componentes en la artroplastia total de rodilla convencional versus navegada⁽⁸⁶⁾, otros estudios por el contrario han mostrado una clara tendencia en la mejor alineación con la utilización de la navegación⁽¹⁶⁾. Todos los estudios iniciales realizados por los creadores de distintos sistemas de artroplastia total de rodilla asistidos por ordenador observaron que eran sistemas seguros, que la alineación de la extremidad en el plano frontal y sagital eran precisa, y que existían menos alineaciones fuera del intervalo deseado (ángulo menor de 3° de varo/valgo en el eje mecánico). Ninguno de estos estudios fue aleatorizado^(39, 66, 86) pero se están publicando un número creciente de estudios sobre artroplastia de rodilla con técnica navegada realizados por cirujanos que no participaron en su diseño, y estos estudios confirman por lo general los hallazgos de los creadores^(14, 15, 24).

1.2. Importancia de la interlínea articular

Las publicaciones científicas referentes a las implicaciones del nivel de la línea articular tras una artroplastia total de rodilla primaria, no han sido el foco de interés de la mayoría de los autores. Con el desarrollo de los nuevos programas de navegación que incluían la línea articular, se hizo conciencia de este importante aspecto, y fue utilizado

primero como punto de referencia a tener en cuenta en los programas de cirugía de revisión navegada de prótesis de rodilla⁽¹⁶⁸⁾ y un par de años más tarde se incluyó en los programas de navegación en la cirugía primaria de rodilla. Publicaciones recientes ratifican que la incorrecta restauración de la línea articular durante la ATR puede producir inestabilidad articular, dolor anterior de rodilla, limitación del arco de movilidad y rigidez articular. Por tanto, la correcta restauración de la línea articular debe ser considerada en todas las ATR⁽⁸⁸⁾. Aunque se han descrito técnicas quirúrgicas al respecto, su eficacia y reproductibilidad intraquirúrgica sigue en estudio. Una de estas técnicas para restaurar la línea de articulación, es decir, la creación de un espacio óptimo en extensión y flexión es la técnica descrita por Kaneyama⁽⁹⁴⁾. En su estudio afirma que debido a que la resección del ligamento cruzado posterior (LCP) hace que el espacio (gap) en flexión sean más amplio en las ATR, preservar o sacrificar el LCP afecta la simetría del gap. Recomienda medir los espacios en extensión y flexión, primero con el LCP preservado y posteriormente tras la resección del LCP, en los casos en que se indicó un componente posteroestabilizado. La preservación o sacrificio del LCP se determinó según su método, únicamente por los resultados de la medición del gap, sin considerar otras funciones. Jonishi⁽⁸⁸⁾ publica otra técnica para restaurar la línea articular. Afirma en su publicación que los procedimientos quirúrgicos en la actualidad se deciden preoperatoriamente considerando la rotación y cantidad de fémur a resecar. En su técnica de precorte del cóndilo femoral posterior, describe que es posible ajustar en un paso de la cirugía la cantidad de fémur a resecar, reduciendo así las diferencias en la línea articular.

Las implicaciones de la línea articular en los resultados funcionales de las prótesis de rodilla es otro aspecto estudiado en las publicaciones científicas, que ayuda a explicar algunos casos de fallos en el postquirúrgico⁽⁷⁹⁾. Hay publicaciones que sugieren que la cirugía navegada de rodilla es de gran ayuda para restaurar el nivel de la línea articular⁽⁵⁴⁾, pero las referencias radiográficas para medir de forma objetiva el nivel de la línea articular no son conocidas en la actualidad^(20, 68), o son métodos sólo con una buena correlación entre las mediciones radiográficas prequirúrgicas y las mediciones realizadas durante la cirugía sin la utilización de la navegación⁽⁸¹⁾.

1.3. Métodos radiográficos para la determinación de la línea articular

El número de métodos radiográficos para la determinación de la posición vertical de la rótula sugieren que hay problemas aún no resueltos en este tema. La interacción entre la rótula y el surco femoral o el surco del implante femoral, es un factor importante a tener en cuenta para obtener una buena alineación en el plano axial, dada por la inclinación y en su plano sagital, por su altura. La patela alta se define en la clínica como una posición anormalmente alta de la rótula en relación con el surco femoral y su valoración es fundamentalmente radiográfica. Debido a que el surco femoral es difícil de definir radiológicamente, se dispone de varios métodos que relacionan directa o indirectamente la posición de la rótula a otras estructuras anatómicas de los cóndilos femorales. Sin embargo, ninguno de los métodos radiográficos disponibles actualmente para medir el nivel de la LA son comparables y por tanto los resultados de cada método y la definición de una línea articular baja o alta, deben estar relacionados con cada método.

El primer método directo de medición fue presentado por Boon-Itt en 1930, que determinó la posición de la rótula en relación con el fémur, pero sin hacer referencia al grado de flexión de la rodilla. El método necesitaba cálculos geométricos y era demasiado complicado para el uso clínico de rutina. En 1938 Blumensaat presentó otro método de medición directa, describió la posición de la rótula en relación con el surco femoral, sin embargo, no definió claramente los grados de flexión exactos de la rodilla, necesarios para hacer su método reproducible.

La evaluación indirecta de la posición rotuliana, basada en la relación entre la longitud del tendón rotuliano y la rótula (Insall y Salvati 1971) se ha utilizado como método radiográfico de elección en la práctica clínica (Insall et al. 1972, Lancourt y Cristini 1975, Ahlback y Mattson 1978). El índice tendón rotuliano/rótula no describe la posición vertical de la rótula en relación con el fémur, pero lo más importante es que todo el complejo tendón rotuliano/rótula puede ser transferidos a proximal o distal sin cambiar esta proporción y por tanto sin cambiar los resultados en el índice. Blackburne y Peel en 1977 describieron la posición rotuliana indirectamente por un índice dado por la distancia entre el borde distal de la superficie articular de la rótula y el platillo tibial. Este valor es dividido entre la longitud de la superficie de la articulación de la rótula. El problema de este método radica, en que no contempla las variaciones anatómicas individuales en la inclinación del platillo tibial. Norman y Ekelund en 1976 introducen un método radiográfico de medición en el cual la rótula es evaluada en su posición más proximal durante una extensión máxima. Los autores afirman que su método tiene en cuenta diferentes factores que influyen en la posición vertical de la rótula y su relación con la longitud de la misma (Ver figura 1).

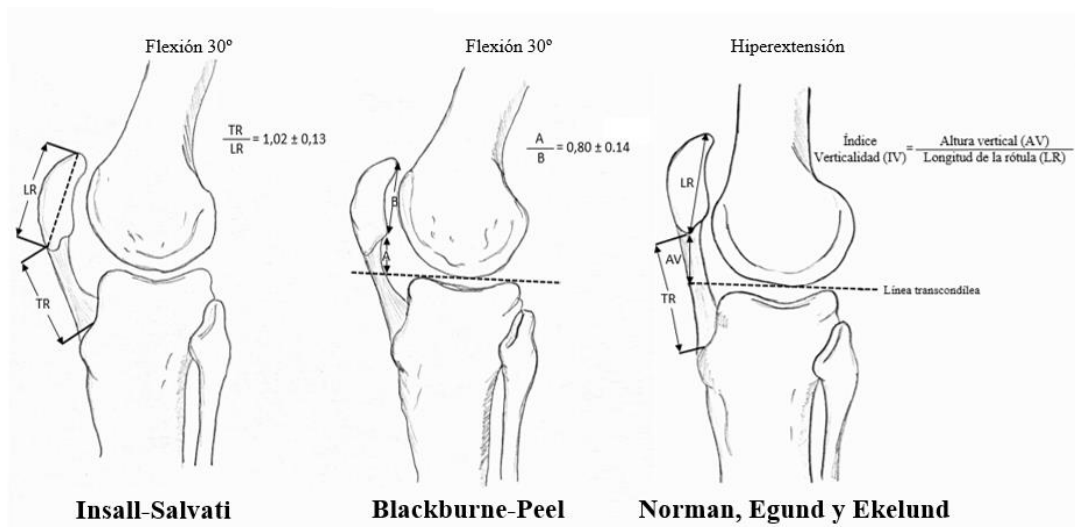


Figura 1. Métodos de medición en radiografías. LR: longitud diagonal mayor de la rótula. TR: tendón rotuliano.

Aunque se han descrito varios métodos para la valoración de la altura vertical de la rótula⁽¹²¹⁾, el coeficiente Insall-Salvati sigue siendo el más empleado⁽⁸⁵⁾. En la proyección lateral, la longitud del tendón rotuliano (TR) medido desde el polo inferior de la rótula a la tuberosidad anterior de la tibia, debe ser más o menos igual que la longitud diagonal mayor de la rótula (LR). Se habla de rótula alta cuando el coeficiente

TR/LR supera 1.2, mientras que un valor inferior a 0.8 define a la rótula baja o infra. Las causas de rótula alta incluyen la rotura del tendón rotuliano⁽¹⁵⁶⁾ y las enfermedades neuromusculares espásticas, por ejemplo, la parálisis cerebral. La rótula baja se asocia con mayor frecuencia a la rotura del tendón del cuádriceps, aunque también se observa en las enfermedades neuromusculares flácidas, por ejemplo, la polio, la acondroplasia y en el postoperatorio, tras una artroplastia total de rodilla. El coeficiente Insall-Salvati a pesar de ser el más utilizado, no ha sido empleado en el presente trabajo, ya que se buscaba analizar la relación entre la variación de la línea articular tras las resecciones en fémur y tibia al colocar una prótesis de rodilla, y con el coeficiente de Insall-Salvati no era posible esta medición.

En 1983 Norman realiza una nueva publicación donde introduce algunas modificaciones a su método originalmente descrito. Afirma que es un método con una técnica simple y reproducible que incluye en su valoración la hiperextensión de la rodilla, importante para la biomecánica como así lo publicó Smillie en 1974. Norman sostiene que su método hace una evaluación directa de la posición vertical de la rótula en relación con el surco femoral, tomando como referencia la distancia entre el borde distal de la superficie articular de la rótula y el punto más distal del cóndilo femoral.

La relación entre el tendón patelar y longitud del cuerpo de la rótula, ha sido la medición más comúnmente utilizada para evaluar la altura de la rótula en el contexto de una condromalacia, luxación o subluxación de rótula y en la artrosis^(104, 118). Sin embargo, dado que el tendón del cuádriceps puede transferir su influencia en el eje vertical, y así distalmente sin haber ningún cambio real, se puede dar una falsa impresión en la altura de la rótula en relación a los cóndilos femorales⁽¹³⁴⁾. Existen otros métodos que están ganando interés. Dos de ellos describen la posición de la rótula en relación con el plano del cóndilo femoral. Blackburne⁽²²⁾ en radiografías en 30° de flexión y Norman⁽¹³⁴⁾ en hiperextensión. Por otra parte, Egund⁽⁵²⁾ propone su método de medición del nivel de la LA teniendo en cuenta los dos métodos antes descritos y afirma que en sus modificaciones incluye las variaciones anatómicas normales y la laxitud articular. El autor recomienda su método para el análisis biomecánico de la articulación femoropatelar.

1.4. Índice de masa corporal

Es una variable de gran interés y utilizada en gran número de estudios. El índice de masa corporal (IMC) es una medida de asociación entre la masa y la talla de un individuo, ideada por el estadístico belga Adolphe Quetelet, por lo que también se conoce como índice de Quetelet. Numerosos estudios reportan una relación estadísticamente significativa entre IMC y grupos de pacientes con PTR. Este índice se calcula según la operación: $IMC = \text{masa}/\text{estatura}^2$, donde la masa se expresa en kilogramos y el cuadrado de la estatura en metros al cuadrado. El valor obtenido no es constante, sino que varía con la edad y el sexo. En el caso de los adultos, como en esta investigación, se ha utilizado como uno de los recursos para evaluar el estado nutricional de los pacientes, de acuerdo con los valores propuestos por la Organización Mundial de la Salud^(11, 136, 137). Las categorías por percentiles del IMC ajustado por edad y talla son: bajo peso (menos del percentil 5), eutrófico (> percentil 5 y < percentil 85), sobrepeso (> percentil 85 y < percentil 95) y obeso (> percentil 95). Un estudio

publicado por M. de Dios⁽⁴⁵⁾ en la RECOT sobre los factores de riesgo para la infección en prótesis de rodilla, encontró que condiciones preoperatorias tales como obesidad ($IMC > 30$) y bajo peso ($IMC < 20$) no demostraron asociación con significación estadística. Las publicaciones científicas no son concluyente sobre una mayor frecuencia de prótesis de rodilla infectadas en obesos, que en los controles no infectados^(38, 48, 148, 154). Anwar⁽⁶⁾ en su publicación sobre resultados iniciales clínicos y radiológicos en ATR utilizando guías específicas en pacientes obesos, afirma que con el uso de guías logró restaurar el eje mecánico en el plano frontal en su cohorte de pacientes obesos y no reportó efectos adversos. La variable IMC será estudiada en esta investigación para describir el grupo de estudio y su posible relación con los cambios en el nivel de la LA.

2. MARCO TEÓRICO

2.1. Mecanismo extensor

El mecanismo extensor, está constituido por el mecanismo del cuádriceps, el retináculo rotuliano, el tendón rotuliano y la rótula. El cuádriceps está formado por cuatro músculos independientes: el recto anterior, el vasto interno, el vasto externo y el vasto intermedio. Los tendones de estos cuatro músculos se fusionan distalmente en una inserción rotuliana compleja⁽¹⁵⁷⁾.

El recto anterior ocupa la posición más central y superior en el cuádriceps⁽¹⁾. Sus fibras musculares discurren ligeramente mediales en relación con la diáfisis femoral, con un ángulo de 7° a 10° entre ambos⁽¹⁰⁸⁾.

El vasto interno consta de dos partes. Una más proximal, el vasto interno largo, que se inserta en la rótula formando un ángulo de 15° a 18°, y un componente más distal, el vasto interno oblicuo, que se inserta en la rótula a un ángulo de 50° a 55°. Gracias a la orientación oblicua de sus fibras musculares y a la brevedad de su inserción tendinosa, el vasto interno oblicuo contribuye al importante papel que desempeña el vasto interno como estabilizador dinámico de la trayectoria de la rótula, de aquí la importancia en la adecuada sutura durante el cierre quirúrgico.

El músculo vasto externo tiene una inserción rotuliana más próxima que la del vasto interno y también más vertical, en un ángulo de 30°, aproximadamente. Sus fibras más mediales se insertan en la cara supero-lateral de la rótula y las fibras laterales cruzan por encima de la rótula y contribuyen al retináculo lateral, fusionándose con la cintilla iliotibial. El músculo crural discurre por debajo de los otros tres músculos y la mayoría de sus fibras se insertan directamente en la cara superior de la rótula.

La fascia lata que recubre la cara anterior de la rodilla se combina con las aponeurosis de los músculos vasto interno y externo formando el retináculo, que se inserta directamente a ambos lados del extremo proximal de la tibia.

La cápsula presenta unos engrosamientos que conectan los bordes medial y lateral de la rótula con sus epicóndilos correspondientes y que, en conjunto, reciben el nombre de ligamentos rotulofemorales, que completan el retináculo. El retináculo rotuliano cumple dos funciones importantes: estabilización de la rótula y, junto con la cintilla iliotibial, extensión secundaria de la rodilla⁽¹⁵⁷⁾. La función de estabilización no es objeto de estudio en la presente investigación, pero sí lo es, la función de extensión y la relación de la ubicación de la rótula con respecto a la línea articular que serán ampliamente analizadas.

El tendón rotuliano es una estructura robusta y plana, de unos 5 cm de longitud, constituida fundamentalmente por una continuación de las fibras centrales del recto anterior y las inserciones en la tuberosidad anterior de la tibia. La fusión con el tendón

rotuliano a ambos lados constituye las expansiones aponeuróticas de la cintilla iliotibial y el retináculo rotuliano.

La rótula desempeña tres funciones: incrementa la longitud del cuádriceps, actúa como un escudo protector para los cóndilos femorales y, menos importante, cuando falta, altera el aspecto estético de la rodilla⁽⁷¹⁾. La más destacada es su función mecánica como refuerzo del mecanismo extensor. Debido a su grosor, la rótula desplaza el tendón alejándolo del centro de rotación de la rodilla, con lo que aumenta su momento e incrementa la fuerza de extensión de la rodilla hasta un 50%, dependiendo del ángulo de la rodilla. En numerosos estudios clínicos se ha observado una reducción de la fuerza isocinética hasta del 50% tras la patelectomía^(97, 98, 147).

Durante la fase de extensión inicial desde una posición de flexión completa, la rótula actúa como un enlace mecánico entre el cuádriceps y el tendón rotuliano. Este enlace permite que el par de fuerzas generado por el cuádriceps se transfiera a la tibia. El par de fuerzas generado es muy considerable y en los deportistas oscila entre cuatro y ocho veces su peso corporal⁽⁷⁶⁾.

A 135° de flexión, el área de contacto en la rótula adopta una configuración completamente diferente. La carilla medial no tiene contacto y se enfrenta a la escotadura intercondílea. En la zona medial se establece contacto con el borde lateral del cóndilo femoral medial, y la carilla lateral contacta con el cóndilo femoral lateral. En resumen, el área de contacto en la rótula se desplaza en dirección proximal al aumentar la flexión de la rodilla.

Durante la parte terminal de la extensión, adquiere una gran importancia el aumento del momento de la rótula ya que se necesita hasta el doble de par de fuerza para extender los últimos 15°, lo mismo que para extenderla desde una posición de flexión máxima hasta los 15°⁽¹⁰⁸⁾.

La comprensión de estos conceptos biomecánicos del aparato extensor, son importantes ya que, en la presente investigación se estudian las variaciones de la línea articular que se pueden realizar durante una artroplastia de rodilla, y por tanto cómo afectan estas variaciones en el apoyo de la rótula y del tendón del cuádriceps sobre el componente femoral protésico, y su posible repercusión en la función del paciente.

Debido al par de fuerza tan elevado que genera el mecanismo extensor y a la convexidad de la rótula, ésta soporta unas fuerzas de compresión bastante intensas. Oscilan entre 3,3 veces el peso corporal al subir por una escalera y 7,6 veces el peso corporal al ponerse en cuclillas⁽¹²³⁾. La medición de estas fuerzas no es un objetivo de este estudio, pero sí se realiza una valoración objetiva de la variación de la anatomía de la línea articular y por consiguiente, de estas fuerzas antes descritas.

Aunque la fuerza femorrotuliana es realmente menor que la fémoro-tibial al cargar pesos y mover la rodilla, debido a la menor superficie de contacto de la articulación femorrotuliana se calcula que la fuerza de contacto sobre esta articulación es mayor que sobre cualquier otra articulación que tenga que soportar peso importante⁽³³⁾. A pesar de la importancia de esta articulación, hay pocos estudios en las publicaciones médicas

que valoren las repercusiones clínicas de la variación de la línea articular en pacientes con prótesis de rodilla.

La zona de contacto entre la rótula y el fémur varía de posición durante las diferentes partes del movimiento. La rótula se centra en el surco troclear con una flexión de 20°, aproximadamente. Al continuar la flexión, la zona de contacto sobre la rótula, una franja horizontal a través de ambos cóndilos, se desplaza proximalmente y alcanza su superficie máxima a los 90° de flexión. Por encima de los 90°, la zona de contacto se divide en dos zonas discretas que corresponden a las facetas rotulianas^(2, 70). Conforme la zona de contacto se desplaza proximalmente sobre la rótula, la zona de contacto sobre la tróclea se desplaza distalmente al aumentar la flexión.

2.2. Estudios complementarios por imagen de la articulación femoropatelar

En la radiografía anteroposterior (AP) se aprecia el ángulo en valgo de 9° que forma la diáfisis femoral y la línea articular distal. También se comprueba la mayor anchura del cóndilo medial, pero no se aprecia la forma trapezoide como en la tomografía computarizada (TC) axial. En la radiografía lateral, tan importante en este estudio, se identifica una línea esclerótica curvilínea anterior que corresponde al surco troclear y una línea esclerótica convergente posterior que representa la escotadura intercondílea (línea de Blumensaat); ambas líneas terminan en el punto en que confluyen distalmente. Además, en una radiografía lateral verdadera de la rodilla se puede identificar el cóndilo femoral medial articulado con la concavidad medial de la meseta tibial, y el cóndilo femoral lateral articulado con la convexidad lateral de la meseta tibial. Si se flexiona la rodilla durante la radiografía AP, se puede visualizar la escotadura intercondílea, esta proyección no se utiliza en este estudio.

La valoración de la rótula alta es importante ya que es uno de los factores de riesgo radiográficos que más se correlacionan con la inestabilidad sintomática en el paciente⁽¹⁰⁶⁾. Hay muchos métodos y cocientes diferentes. En los niños pequeños se recomienda el método de Koshio y Sugimoto; para los adolescentes, el método de Blackburne-Peel y en el paciente que ha alcanzado la madurez ósea, el método estándar o modificado de Insall-Salvati, Walker y cols. Cada uno de ellos genera datos específicos para cada edad de la relación entre la rótula y el tendón rotuliano, motivo por el cual no fueron utilizados en la presente investigación.

La proyección de Merchant⁽¹²⁵⁾ se obtiene con la rodilla en 45° en flexión y aporta información sobre la relación femorrotuliana en una posición más de sedestación. Esta proyección no fue utilizada en los sujetos de estudio del presente trabajo.

2.3. Cinemática de la artroplastia de rodilla

Desde finales de la década de los ochenta se ha utilizado la imagen radiográfica y diferentes técnicas para cuantificar la movilidad de las prótesis de rodilla in vivo. Estos estudios han demostrado cómo se mueven las prótesis de rodilla in vivo, cómo afecta el diseño del implante a la cinemática de la rodilla y cómo diferentes factores

quirúrgicos y de diseño influyen en la mecánica de la rodilla y en la función del paciente.

En general los implantes de rodilla que mantienen una mejor posición, un eje anteroposterior entre el fémur y la tibia correcto, consiguen una mayor distribución de cargas y presentan una cinemática con más probabilidades de lograr una mejor función articular y una mayor longevidad del implante.

A finales de la década de los ochenta, la artroplastia con prótesis de rodilla (PR) se convirtió en un tratamiento habitual de la artrosis avanzada de rodilla. Se han utilizado muchos tipos distintos de prótesis con resultados satisfactorios y durabilidad razonable. La atención de los diseñadores pasó de la función básica de la rodilla y fijación del implante, a los avances en el rendimiento de la rodilla y a la longevidad. En parte, lo necesario para que las prótesis de rodilla continuaran evolucionando, era información más precisa sobre la movilidad de las prótesis de rodilla in vivo. Por desgracia, los laboratorios de la marcha y los aparatos de tomografía computarizada (TC) de la época no ofrecían una información cinemática tridimensional precisa del movimiento de las prótesis de rodilla durante actividades dinámicas con apoyo en carga.

Muchos grupos han utilizado en todo el mundo las técnicas de equiparación de forma para determinar el movimiento de los implantes a partir de proyecciones radiológicas en un plano y han estudiado un abanico amplio de actividades como la marcha⁽⁴⁶⁾, subir escaleras⁽⁵⁵⁾ y las flexiones extremas de la rodilla⁽⁹³⁾.

Los hallazgos de estudios sobre PR basados en la imagen, pueden separarse en observaciones posicionales y dinámicas. Las observaciones posicionales están muy relacionadas con el modo de influencia del diseño y alineación quirúrgica del implante en el contacto articular y en la función de la rodilla en grados extremos de movilidad. Los estudios radioscópicos iniciales sobre cinemática de la PTR demostraron que los movimientos dinámicos diferían mucho de los de una rodilla normal⁽⁹⁾. Estos estudios y otros posteriores demostraron que el centro de rotación de la rodilla puede cambiar con distintos limitadores articulares.

Los estudios cinemáticos durante distintas actividades de prótesis de rodilla con buenos resultados clínicos, demuestran un abanico amplio de patrones de movilidad. Las prótesis no constreñidas con piezas intercaladas como soportes de carga tibiales planos, fijos, móviles o desplazables tienen un centro de rotación lateral de modo que el cóndilo medial se desplaza hacia adelante en flexión.

Este centro de rotación o el movimiento AP del fémur pueden modularse modificando la congruencia fémoro-tibial de los elementos de restricción AP de la rodilla^(10, 74, 174). Al conocer cómo están modulados los movimientos fémoro-tibiales a lo largo de la amplitud de movimiento funcional es posible mejorar las expectativas sobre el resultado de la prótesis para el paciente.

2.4. Planificación preoperatoria

La exploración clínica y radiológica preoperatoria es esencial para decidir el grado de constricción apropiado. Todas las rodillas de los pacientes deben ser exploradas para detectar signos de inestabilidad del LCP, como el signo del combado posterior, del cajón posterior y activo del cuádriceps. También es importante conocer si había derrame articular, porque puede reflejar una inestabilidad subyacente, como la triada de dolor, edema y fallo, en rodillas con insuficiencia del LCP⁽¹⁸¹⁾. Hay que explorar la rodilla mediante tensión en varo y valgo para comprobar la estabilidad de los ligamentos colaterales y si hay una deformidad, valorar si ésta es fija o puede corregirse. También es importante detectar la diferencia entre laxitud, que supone un estiramiento patológico del ligamento en el lado convexo de la deformidad y seudolaxitud, que es la sensación de inestabilidad producida por una deficiencia ósea subyacente⁽¹¹⁷⁾. La evaluación del patrón de marcha revela también el impulso en varo o valgo, que puede ser un indicador de laxitud de los ligamentos colaterales, con la consiguiente subluxación tibiofemoral. En caso de encontrar alguno de estos signos positivos, el paciente no tendría una indicación de prótesis con conservación del LCP.



Figura 2. Proyección lateral. Dos ejemplos de pacientes diferentes pre y postquirúrgico con la técnica radiológica necesaria para medir el nivel de la LA.

En la exploración radiológica, parte esencial de la evaluación preoperatoria, se realizaron proyecciones anteroposterior (AP) con apoyo en carga, y lateral en máxima extensión en carga, con contracción del cuádriceps y en rotación externa del pie de 10° a

15° (Ver figura 2). Proyección necesaria según el método descrito por Norman⁽¹³⁴⁾ para evaluar el nivel de la línea articular (LA). Este método utiliza una radiografía lateral con las características técnicas antes descritas. En ella se traza una línea en sentido de la longitud de la rótula (LR) que se prolonga distalmente (PLR) hasta intersectarse perpendicularmente con una línea tangencial al punto más distal del cóndilo femoral (Ver figura 3). Hay que evitar potenciales errores, por la gran variabilidad anatómica en la inclinación del plato de tibia. Se mide la longitud de las líneas LR y PLR antes descritas en milímetros, la división de PLR/LR dará como resultado el índice de verticalidad (IV). Este índice no tiene unidad de medida y nos indica el nivel de la LA relacionando la posición en el plano vertical de la rótula en relación con el punto más distal de los cóndilos femorales. Sus autores encontraron que en pacientes sin patología el género (hombre/mujeres) no influía en los valores normales que son de 0.21±/0.06, dato que fue utilizado como referencia.

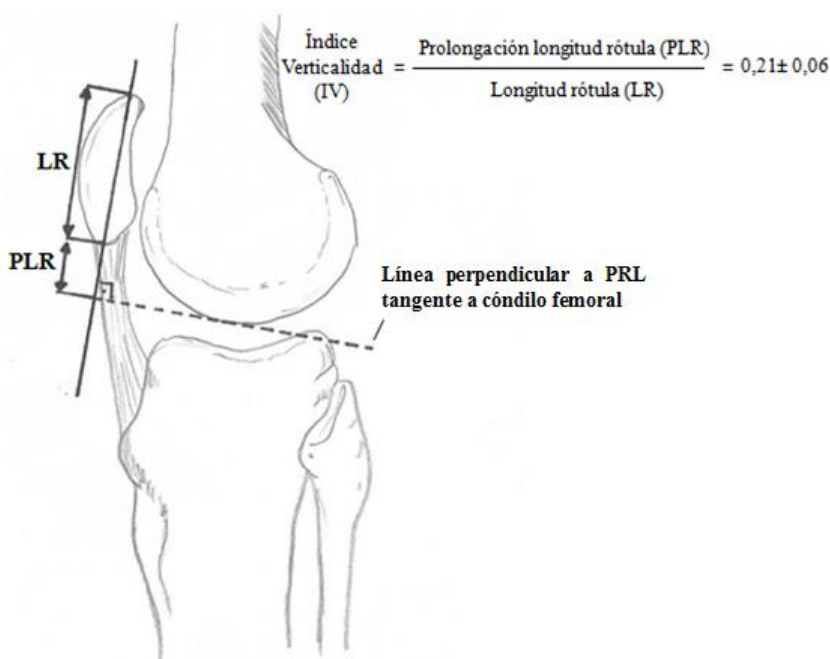


Figura 3. Índice de verticalidad. Los valores de la LR y PLR son el milímetro, el IV no tiene unidad de medida⁽¹³⁴⁾.

Además se realizó una telerradiografía de miembros inferiores con apoyo en carga, estudio necesario para valorar la deformidad de los pacientes, e identificar posibles defectos óseos o grandes deformidades que puedan precisar refuerzos metálicos o reconstrucción con injertos, en cuyo caso, los pacientes fueron excluidos del estudio.

Si fuera necesario comprobar la extensión de los cambios degenerativos, se añadiría una proyección en 20° de flexión y otra de la escotadura. Las proyecciones de sol naciente se utilizan para evaluar la articulación femorrotuliana. Con estas proyecciones además de confirmar la indicación quirúrgica, fue posible cuantificar el grado de deformidad.

Las telerradiografías permiten determinar la alineación global de la rodilla y evaluar las distancias en varo⁽¹⁷³⁾ para calcular el momento aductor. Esta radiografía con apoyo bípedo permite una estimación correcta de la alineación axial de la extremidad inferior y

debe realizarse en todo candidato a artroplastia de rodilla, como fue el caso de todos los pacientes de este estudio.

2.5. Principios del sistema de navegación en artroplastia de rodilla

El propósito de esta herramienta es mostrar paso a paso cómo se desarrolla la artroplastia total de rodilla. El objetivo de la navegación es buscar la ubicación de la prótesis de rodilla en un plano perpendicular al eje mecánico de la tibia y el fémur, tanto en el plano frontal como sagital. Este eje está formado por una línea imaginaria que va desde el centro de la cabeza femoral, hasta el centro de la articulación del tobillo.

La rodilla está compuesta por dos articulaciones, la articulación tibiofemoral y la patelofemoral. La navegación se centra en la articulación tibiofemoral, la cual, como ya se ha explicado, está conformada por la epífisis distal del fémur que tiene dos cóndilos, con una superficie articular en forma espiroidea⁽⁶¹⁾. La epífisis proximal de la tibia tiene forma oval con una inclinación posterior entre 5° a 8°⁽⁹¹⁾. Los meniscos son dos fibrocartílagos que incrementan el área de contacto entre el platillo tibial y los cóndilos del fémur⁽⁶³⁾. Durante el movimiento de flexo extensión de la rodilla también hay un movimiento de rotación que es mayor a los 30° de flexión de rodilla. Esto se debe a la forma de los cóndilos, ya que el diámetro del cóndilo medial varía durante el recorrido de flexo extensión de la rodilla⁽³⁴⁾.

2.5.1. Eje en el plano frontal. Pauwels⁽¹⁴⁶⁾, Blaimont⁽²³⁾, Maquet⁽¹¹⁷⁾ y Thomine⁽¹⁷³⁾ fueron los primeros autores que establecieron los ejes mecánicos y anatómicos de la extremidad inferior que fue la base para establecer los términos genu varo, genu valgo y eje normal de la rodilla. Las mediciones de la rodilla normal fueron publicadas por Ramadier⁽¹⁵⁵⁾ y fueron hechas en rodillas en posición neutra.

El ángulo mecánico tibiofemoral es el formado por la unión de dos líneas, una que pasa por el eje mecánico del fémur y otra por el eje mecánico de la tibia. Su valor normal es de 0.8° +/- 2.6°. El 84% de las personas tienen un eje entre 2° de varo y 6° de valgo.

El ángulo mecánico femoral tiene un valor medio de 88° +/- 2° con un rango de valores entre 84° y 94° en el 95% de los controles evaluados. El ángulo mecánico de la tibia con un valor medio de 92.4° +/- 2° con un rango entre 86° a 98° principalmente en varo.

2.5.2. Consideraciones técnicas. El objetivo de la artroplastia de rodilla es liberar al paciente de dolor, permitir el máximo rango de movimiento y restablecer el eje del miembro inferior. En la técnica navegada se colocan unos sensores fijos en fémur y tibia, y se toman referencias anatómicas para que el navegador tenga datos suficientes de paciente. El corte de tibia puede ser hecho con una guía intra o extramedular⁽²⁹⁾. Usualmente el corte se realiza perpendicular al eje mecánico de la tibia, usando como reparo anatómico la tuberosidad anterior de la tibia y el centro de la articulación del tobillo. Se debe tener en cuenta la inclinación posterior de la tibia en el momento de realizar el corte.

El corte del fémur es realizado utilizando una guía. El objetivo es realizar un corte perpendicular al eje mecánico del fémur. Previamente se debe hacer la medición del espacio (gap) tibiofemoral durante la flexión y extensión, el balance de partes blandas y posteriormente, identificar la resección ósea mínima requerida.

Se escoge el tamaño del implante de tibia, fémur e inserto y se colocan los componentes de prueba. Se realizan movimientos de flexión y extensión para comprobar la estabilidad de los componentes. Se realiza el cementado de los componentes, la condroplastia o sustitución de la patela, se colocan los drenajes y se procede al cierre por campos anatómicos previamente incididos⁽¹⁰⁰⁾. Durante la técnica de cierre se hace un importante énfasis en la reconstrucción anatómica del vasto medial y retináculo medial.

2.6. Indicadores de resultado en la artroplastia de rodilla

El sistema de resultado de artroplastia de rodilla ideal debería ser aplicable a todos los pacientes de modo que pudieran realizarse comparaciones válidas en un paciente en diferentes momentos del tiempo o entre distintos pacientes tras intervenciones médicas o quirúrgicas. Por desgracia, en la actualidad, no disponemos de este sistema a pesar del anhelo de una herramienta universal para evaluar el resultado tras cirugía de sustitución articular. Aunque se han propuesto numerosos sistemas para cuantificar los resultados de distintas intervenciones médicas y quirúrgicas, no se ha establecido la validez de muchos de estos instrumentos.

Generalmente la medición de la efectividad clínica tras una ATR se hace evaluando la supervivencia de los implantes, sin incorporar el punto de vista del paciente en la evaluación de la calidad asistencial, ni la valoración integral de los beneficios de la cirugía⁽¹⁶⁹⁾. El uso de medidas de calidad de vida relacionada con la salud (CVRS), u otras medidas percibidas por los pacientes (Patient Reported Outcome Measures PROMS), permiten tener una visión más amplia del problema de salud en estudio. La incorporación de estos instrumentos ayudan a describir los grupos de pacientes con problemas en una o varias dimensiones de su salud, identificar aquellos pacientes que no mejoran su dolor, limitación funcional o síntomas después de la cirugía, con la finalidad última de facilitar la planificación clínica y la toma de decisiones⁽⁵⁷⁾. El objetivo de estas mediciones es evaluar la calidad asistencial, teniendo en cuenta más al paciente⁽¹⁶⁹⁾. En términos operativos, la CVRS incluye la medición de la salud general, el estado físico, emocional y social, el funcionamiento cognitivo, así como los síntomas físicos y mentales. La definición más extendida de la CVRS presenta una perspectiva multidimensional de la salud que incluye el punto de vista de los pacientes respecto a su estado de salud y bienestar general, así como la influencia que tiene sobre la capacidad para llevar a cabo actividades consideradas importantes por el propio individuo⁽⁷²⁾.

En una revisión sistemática de las escalas de calificación de la artroplastia de rodilla (AR), se identificaron 34 sistemas de calificación diferentes publicados entre 1972 y 1992⁽⁵⁰⁾. Esta revisión puso de relieve las amplias variaciones en las características registradas y en la importancia otorgada a cada una por los distintos sistemas de puntuación.

El reto para cualquier sistema de calificación de la AR es evaluar de manera objetiva la función de la rodilla con independencia de la función global del paciente que puede estar limitada por motivos completamente diferentes.

Los dos métodos básicos de evaluación de la calidad de vida utilizados en artroplastia comprenden instrumentos genéricos y específicos. La importancia de los instrumentos genéricos, como Nottingham y SF-36, es que se trata de instrumentos únicos que pueden detectar efectos diferenciales en distintos aspectos del estado de salud. Los instrumentos genéricos tienen la propiedad de comparar distintas intervenciones para diferentes condiciones en distintos momentos y discriminar correctamente entre personas con diferentes grados de estado general de salud y comorbilidad autocomunicados. Sin embargo, el punto más débil de los instrumentos genéricos es que carecen de receptividad porque no se concentran de manera adecuada en el ámbito de interés o de estudio.

Los instrumentos específicos utilizados con más frecuencia para evaluar la artroplastia de rodilla son WOMAC^(17, 18), la puntuación de la Knee Society⁽⁸³⁾, la escala del Hospital for Special Surgery^(84, 89, 92) y el cuestionario Oxford de 12 apartados⁽⁴⁴⁾. Este último instrumento es el utilizado en esta investigación para evaluar los resultados funcionales a los 24 meses de la artroplastia de rodilla y se aplicó en la consulta prequirúrgica. Es sorprendente el número relativamente bajo de instrumentos que han sido completamente validados para su uso.

Las escalas de calidad de vida Oxford knee score o escala Oxford para rodilla, se desarrolló en 1996 en la Universidad de Oxford con el fin de evaluar el impacto de la artrosis en la calidad de vida y crear una medición objetiva a partir de la percepción del paciente⁽¹³⁰⁾. Esta escala es muy útil en la consulta diaria, donde se requiere una herramienta que permita medir la calidad de vida de los pacientes con artrosis. Igualmente facilita la realización del seguimiento de la calidad de vida de dichos pacientes y brinda la posibilidad de llevar a cabo mediciones objetivas en estudios clínicos. Consta de 12 preguntas, cada una con cinco opciones de respuesta. El valor más bajo obtenido corresponde a los pacientes más sintomáticos o con más dificultades, y el más alto hace referencia a aquellos que no tienen afectada su calidad de vida⁽⁴⁹⁾.

Dentro del grupo de cuestionarios de salud general que valoran la percepción subjetiva del paciente acerca de su propia salud, el más ampliamente utilizado es el SF-36⁽¹⁷⁹⁾. Este cuestionario evalúa, a través de 36 preguntas, las 8 dimensiones de la calidad de vida relacionada con la salud (CVRS): función física, rol físico, dolor corporal, salud general, vitalidad, función social, rol emocional y salud mental. Adicionalmente incluye un ítem de transición que pregunta sobre la modificación del estado de salud con respecto al año anterior, que no se utiliza para el cálculo de ninguna de las escalas, pero proporciona información útil sobre el cambio percibido en el estado de salud durante el año previo. Ha sido demostrada la reproducibilidad y validez de este cuestionario⁽¹⁸⁵⁾.

3. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

3.1. Descripción del problema

De las prótesis realizadas, entre un 10% y un 15%, requieren en algún momento una cirugía de revisión⁽⁴¹⁾. Independientemente del modelo de prótesis implantado, ciertos factores deben ser controlados para asegurar un óptimo resultado anatómico y funcional. Los principales factores para lograr este objetivo son una perfecta selección del paciente, una adecuada elección del material de los componentes y una alta calidad en la orientación de los mismos.

Entre estos factores, dos en particular deben ser ampliamente dominados durante el acto quirúrgico: los cortes óseos realizados y el balance de los ligamentos de la rodilla. Son dos requerimientos importantes durante una ATR para obtener buenos resultados funcionales y larga supervivencia de los implantes.

Los instrumentales que utilizamos actualmente durante la ATR como por ejemplo, la guía de corte femoral “cuatro en uno” con sensores para orientarnos por navegación, nos permite realizar con una sola pieza los cortes anteriores, posteriores y oblicuos del fémur, limitando así los errores y dificultades de orientación de los implantes. Estas dificultades que involucran el plano coronal y el sagital se encuentran reportadas ampliamente en las publicaciones científicas^(15, 19, 73) y son tenidas en cuenta en el presente estudio. En la ATR con técnica convencional, la alineación se logra realizando los cortes apropiados en el fémur y en la tibia además de equilibrar los ligamentos. Las guías de alineación intraoperatorias convencional pueden colocarse según referencias externas como la espina iliaca anterosuperior o el centro de la articulación de la cadera⁽¹⁷⁰⁾ en la región proximal y la mortaja del tobillo en la distal. Las guías intramedulares han conseguido mayor aceptación que las extramedulares para la osteotomía femoral distal porque en ocasiones es difícil identificar estas referencias externas. La técnica navegada por ordenador emplea referencias en la superficie ósea registradas en el ordenador con un calibrador de navegación, y sensores en los bloques de corte para orientarlo. Otros autores como Yamamura⁽¹⁸⁶⁾, describe una nueva técnica para la alineación en la ATR utilizando instrumentación específica para cada paciente, usando un método de medición 3D.

En los primeros años de la ATR, el desarrollo de los implantes e instrumentales, dio lugar a dos técnicas quirúrgicas diferentes⁽⁴⁷⁾ con las cuales podemos explicar qué determina el nivel de la línea articular durante la colocación de una prótesis de rodilla.

La primera de ellas, la técnica del espacio⁽⁶⁵⁾ fue desarrollada en una época donde existía un número limitado de tamaños de implantes femorales, lo que obligaba a encajar un componente femoral relativamente pequeño en un fémur distal de mayor tamaño. Para hacerlo, había que hacer una resección excesiva de los cóndilos femorales posteriores. Cuando se lleva a cabo este tipo de resección excesiva puede ser necesario realizar ajustes en la resección femoral distal para equilibrar los espacios elevando así el

nivel de la línea articular. Para conseguir un espacio en flexión equilibrado y evitar inestabilidades en flexión, la resección tibial proximal era la mínima posible, con el riesgo de que el espacio en extensión fuera escaso. Los insertos tibiales de polietileno en esta época eran de escaso grosor⁽⁸²⁾, el de mayor tamaño era de 15 mm aproximadamente. La idea de conservar una cantidad sustancial de hueso en la tibia proximal era coherente con la idea de que el hueso tibial proximal se debilitaba de forma notable si la resección era superior a 5 mm. Todavía se utiliza la técnica del espacio, pero como la mayoría de las prótesis tienen una variedad amplia de tamaños del componente femoral, la resección excesiva en fémur distal es menos probable, y es posible equilibrar el espacio de flexión incluso con una resección tibial proximal mayor de 10 mm.

Actualmente sabemos, gracias a la experiencia clínica y los estudios de investigación sobre resistencia del hueso en la tibia⁽⁶⁹⁾, que un corte de 10 mm por debajo de la línea articular es posible. Esto elimina la necesidad de utilizar componentes de polietileno excesivamente delgados.

Son utilizados bloques de espaciadores o tensores para determinar el tamaño del espacio, se hace en primer lugar el corte tibial proximal creando una tensión adecuada en el espacio. El tamaño de este espacio corresponde al grosor conjunto de los componentes tibial, femoral, estableciendo el nivel de la nueva línea articular, y determinando el grosor del componente tibial de polietileno para estabilizar la rodilla.

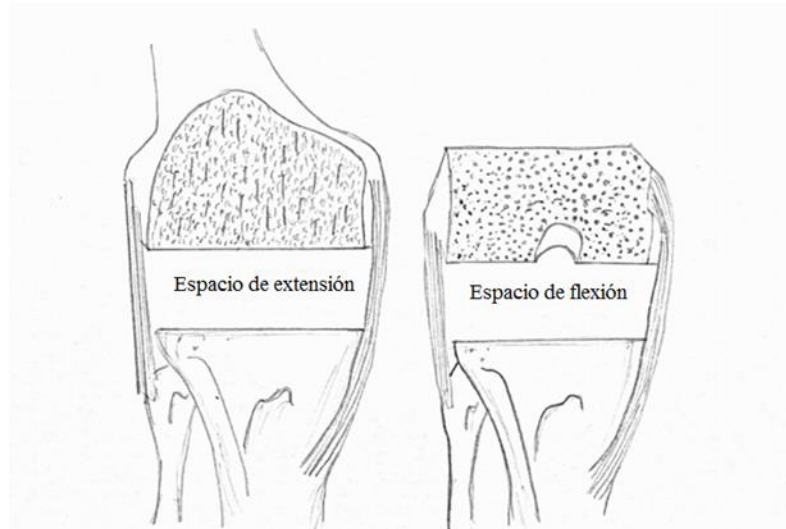


Figura 4. Técnica del espacio. El espacio de extensión debe ser exactamente igual que el espacio de flexión.

Se puede calcular el grosor de resección a partir de las mediciones hechas en los espacios en flexión y extensión (Ver figura 4). Hay que reducir al mínimo la diferencia entre el corte de hueso femoral distal y el grosor del componente femoral para evitar el ascenso de la línea articular. En esta técnica de equilibrado del espacio a diferencia del método de resección calculada descrito más adelante, el grosor del corte en el fémur puede ser mayor o no que el grosor del componente femoral, condicionando en este último caso un descenso del nivel de la línea articular. Por el contrario la elevación del

nivel de la línea articular es más probable cuando existe contractura en flexión preoperatoria, cuando un espacio en flexión amplio obliga a una resección femoral distal de mayor grosor que el sustituido por el componente femoral o cuando el componente femoral seleccionado es menor que la dimensión anteroposterior del fémur, lo que aumenta el espacio en flexión. El nivel de la línea articular se puede modificar mediante el conocimiento de una medición femoral correcta, contando con una variedad amplia de componentes femorales de distintos tamaños y valorando la capsulotomía posterior para corregir la contractura en flexión.

Las variaciones en el grosor del corte en el fémur distal, entre otras variables antes descritas, determinan la LA y darán por resultado una línea articular desplazada hacia proximal o distal de su ubicación nativa. No existe actualmente un método estandarizado para valorar esa variación en el nivel de la LA, ni existen recomendaciones en cuanto a valores considerados normales. Es un vacío en el conocimiento científico, y esta investigación pretende recomendar un método de medición y unos valores de normalidad que repercutan en mejores resultados funcionales.

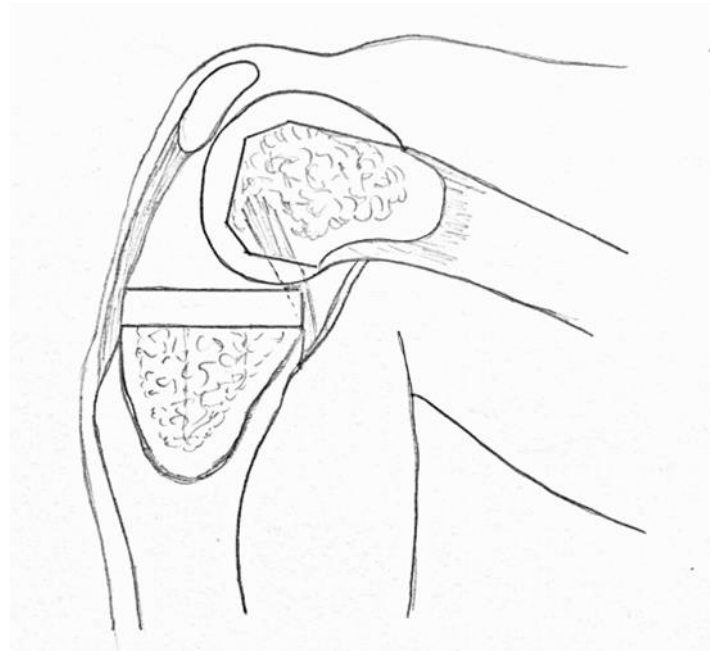


Figura 5. Técnica de resección calculada. Rodilla con LA restablecida, conservación del LCP y amplitud de movimiento normal.

La técnica de resección calculada clásica, ver figura 5, es la segunda teoría de técnica quirúrgica. Ésta tiene por filosofía mantener la posición de la línea articular. Sostiene que una línea articular en posición correcta es clave para una función adecuada del ligamento cruzado y por tanto, para la conservación del LCP⁽¹¹⁹⁾. Esta técnica desarrollada por Hungerford, se ha utilizado junto a los principios de alineación anatómica, así como de corte tibial neutro⁽⁷⁸⁾. Todos los sistemas de prótesis de rodilla con resección calculada comparten el objetivo de conservar o restablecer con precisión la LA anatómica tomando como referencia el extremo distal del fémur. Sostiene que si se consigue restablecer la LA y se conserva el LCP, la amplitud de movimiento será casi

normal con una tensión ligamentosa adecuada y un recorrido rotuliano óptimo en toda la amplitud de movimiento, objetivo que se comparte y cuantifica en esta investigación.

Los fallos por movilizaciones asépticas son una causa fundamental de fracaso en la ATR^(31, 35, 172), siendo atribuidos sobre todo a errores técnicos o mala alineación del componente tibial⁽¹⁸³⁾ y hoy se acepta que la colocación del implante, es el factor más importante para la consecución de unos buenos resultados clínicos. Trabajos previos han mostrado un incremento de los aflojamientos cuando la osteotomía tibial se había realizado con más de 5° de varo o la alineación de la extremidad ofrecía más de 3° de valgo^(3, 28, 47, 90), lo que origina un mayor número de zonas radiolúcidas incluso en etapas precoces².

Vince⁽¹⁷⁸⁾ ha demostrado en sus publicaciones que la mayoría de los fallos protésicos ocurren en rodillas con eje en varo. Bargren⁽¹²⁾ observó un porcentaje de fallo del 67% en implantes en varo, comparado con un 29% de porcentaje de fallo en componentes ubicados en posición neutra. Ritter⁽¹⁶⁰⁾ mostró una menor supervivencia de los implantes que no fueron bien orientados o balanceados. Feng y Stulberg⁽⁵⁹⁾ compararon la supervivencia de las prótesis de rodilla haciendo dos grupos, uno de prótesis bien orientadas tomando como referencia un ángulo fémoro-tibial menor de 5° (de desviación varo/valgo) y un segundo grupo con prótesis mal orientada con un ángulo fémoro-tibial mayor de 5°, mostrando una menor supervivencia en el grupo de prótesis con mala orientación.

A pesar de la mejora en la precisión de la alineación mecánica, los meta-análisis publicados no muestran diferencias significativas en el resultado clínico^(37, 77). La tasa de supervivencia a 15 años de los implantes no mejoró en rodillas con alineación mecánica dentro de +/-3° de varo/valgo⁽¹⁴³⁾. El objetivo de estar dentro del rango de +/-3° de varo/valgo supone tener una pequeña mejoría en el valor predictivo (miden la eficacia real de una prueba) de la supervivencia del implante. Algunos estudios han demostrado mejores resultados funcionales con una rehabilitación temprana asociado a una alineación femoral coronal dentro de +/-2° de varo/valgo en el primer año de seguimiento⁽¹¹³⁾.

En 1995 se realizó una gran revisión de todos los resultados radiológicos presentados entre 1975 y 1995 encontrándose un ángulo medio fémoro-tibial de 1.3° de valgo, con una desviación estándar de +/- 3.3° valor aceptado actualmente⁽¹⁵⁰⁾, y utilizado en este estudio para afirmar que los componentes se encuentran bien orientados. Se ha recomendado y aceptado que una alineación en varo/valgo dentro de un rango de tres grados, da mejores resultados clínicos. La alineación incorrecta puede conducir a un aflojamiento aséptico temprano, mal desplazamiento fémoropatelar, desgaste anormal, inestabilidad y finalmente un resultado clínico inferior.

En las publicaciones científicas existen gran cantidad de estudios que evalúan la alineación final de una prótesis de rodilla, utilizando variables clínicas y radiológicas para analizar la durabilidad de los implantes. Ésta investigación estudia las variaciones en el nivel de la LA tras una ATR y sus repercusiones clínicas.

Una nueva variable se empieza a tener en cuenta en las publicaciones sobre ATR y es la modificación del nivel de la LA. Si la cirugía se realiza con técnica navegada, se

beneficia de la disminución en la variabilidad del eje mecánico en el plano frontal. Esto permite tener un grupo de estudio más homogéneo y dentro de los parámetros publicados por Picard⁽¹⁵¹⁾ de: 1) precisión de la alineación de la extremidad y de la prótesis relacionada con el sistema de navegación, 2) precisión del sistema de navegación en comparación con los sistemas de alineación mecánica, y 3) utilización de la navegación como herramienta de medición para evaluar la precisión con la que se realiza cada paso en la ATR.

El vacío en el conocimiento actual es el principal problema que se observa y se pretende aportar competencias que se puedan aplicar en la práctica clínica.

3.2. Elementos del problema

- Cirugía de artroplastia total de rodilla
- Resultados funcionales
- Nivel de la línea articular
- Método de medición de la línea articular
- Orientación de los implantes
- Ángulo del eje fémoro-tibial

3.3. Formulación del problema

¿Cuál es el método que podríamos utilizar en la práctica médica para cuantificar las variaciones en el nivel de la línea articular en pacientes a quienes se les realiza una ATR con técnica navegada y ver la correlación entre las variaciones de esta línea y el resultado funcional?

4. JUSTIFICACIÓN

El presente estudio pretende aportar una nueva visión, al recomendar un método de medición del nivel de la línea articular y mostrar datos estadísticos que validen la importancia de la variación del nivel de la LA en una ATR primaria, proponiendo un rango óptimo del IV en el cual se obtienen mejores resultados funcionales de pacientes intervenidos de rodilla con técnica navegada. En dicho estudio, se realizará una evaluación de todas las variables que influyen en la obtención de un índice de verticalidad que garantice buenos resultados médicos con la escala Oxford.

Los resultados y conclusiones del presente estudio redundarán en la calidad de vida de los pacientes que sean sometidos a una artroplastia total de rodilla primaria, ya que un adecuado funcionamiento del aparato extensor junto con una buena alineación de los componentes, mejorará los resultados funcionales del paciente beneficiando el entorno familiar y la reincorporación a sus actividades.

Al analizar todas las variables involucradas en la variación del nivel de la línea articular, podremos establecer e informar sobre cuáles tienen un efecto sobre la calidad de vida del paciente y ser la base de futuras investigaciones. Así, podremos establecer el rango normal del IV para recomendarlo como un método práctico, reproducible y beneficioso para el paciente.

5. HIPÓTESIS

Los objetivos de nuestro trabajo quedan determinados mediante las siguientes hipótesis de trabajo:

5.1. Hipótesis alternativa

Un nivel de la línea articular (LA) dentro de un valor de índice de verticalidad (IV) normal da mejores resultados clínicos y funcionales tras una artroplastia total de rodilla (ATR).

5.2. Hipótesis nula

Un nivel de la LA dentro de un valor de IV normal no da mejores resultados clínicos y funcionales tras una ATR.

6. OBJETIVOS

6.1. Objetivo primario

Proponer el método del índice de verticalidad para medir el nivel y variaciones de la línea articular en las prótesis de rodilla realizadas con técnica navegada y relacionarlo con los resultados funcionales.

6.2. Objetivos secundarios

1. Determinar la estratificación del peso del grupo de estudio, teniendo como base su índice de masa corporal para conocer su influencia en los resultados funcionales de la artroplastia total de rodilla.
2. Medir el arco de movilidad de las rodillas, registrando la flexión, extensión y contracturas pre y postquirúrgica para conocer las ganancias y pérdida de movilidad y su repercusión en los resultados clínicos tras modificar el nivel de la línea articular.
3. Comparar las variaciones en los ángulos del componente de tibia y fémur en el plano frontal, y ángulo de inclinación posterior del componente de tibia y fémur en el plano sagital en el pre y postquirúrgico, correlacionando los valores en el eje mecánico de carga en el prequirúrgico, intraquirúrgico y postoperatorio.
4. Correlacionar los tamaños del implante de fémur, tibia y polietileno utilizados durante la artroplastia total de rodilla, con los niveles de los cortes del platillo de tibia y cóndilo femoral lateral y medial.
5. Establecer el nivel de la línea articular en el pre y postquirúrgico, evaluando las variaciones de la misma y sus repercusiones en los resultados clínicos y funcionales de los pacientes sometidos a una ATR con técnica navegada, identificando el rango de índice de verticalidad que mejores resultados presentó.

7. MATERIAL Y MÉTODO

7.1. Tipo de estudio

Para el cumplimiento de los objetivos propuestos, se realizó un estudio observacional analítico longitudinal retrospectivo, con una cohorte de 145 pacientes que desde el 17 de febrero de 2009 hasta el 6 de abril de 2010 fueron intervenidos mediante una ATR con el sistema de navegación OrthoPilot® de BBraun Aesculap® en el Hospital Ruber Internacional de Madrid, con un seguimiento de 24 meses tras el procedimiento quirúrgico.

Se registró el nivel de la LA, su variación de nivel tras la cirugía, el arco de movilidad pre y postquirúrgico y el resultado funcional de la prótesis (medido con la escala Oxford), se analizó qué variables presentaron mejores pronósticos, correlacionándola con IV bajo, normal y elevado, para poder recomendar el intervalo con el cual se consiguieron los mejores resultados funcionales y clínicos.

7.2. Población

La población de referencia son todos aquellos pacientes con diagnóstico de artrosis de rodilla primaria o secundaria que fueran candidatos de ATR con sistema de navegación OrthoPilot® en el Hospital Ruber Internacional de Madrid.

7.3. Criterios de inclusión

- Pacientes mayores de 18 años.
- Diagnóstico de artrosis primaria o secundaria.
- Pacientes sometidos a una ATR primaria con técnica navegada.
- Eje de la extremidad inferior con deformidad en varo/valgo importante, según las recomendaciones de Faris para una prótesis con conservación de LCP⁽⁵⁶⁾.
- Sin inestabilidad medio lateral.
- Contractura en flexión menor de 30°, que podían corregirse con liberación de partes blandas según lo publicado por Scott⁽¹⁶⁶⁾.
- Paciente con controles radiográficos de buena calidad, en donde las proyecciones AP de rodilla fueron verdaderas y las proyecciones laterales en extensión, necesarias para medir el IV.
- Pacientes que cumplieran un seguimiento medio de 24 meses de la cirugía.
- Pacientes con integridad del aparato extensor en el pre y post quirúrgico.
- No utilización de componente rotuliano o botón durante la cirugía.

7.4. Criterios de exclusión

- Pacientes con un eje de la extremidad inferior con deformidad mayor de 20° y contractura en flexión mayor de 30°, ya que en dichos casos no está indicada una prótesis con conservación de LCP.
- Pacientes en los cuales durante el procedimiento quirúrgico se presentara lesión de tendón de cuádriceps o rotuliano.
- Pacientes con prótesis sin conservación de LCP o con prótesis de bisagra.
- Pacientes con utilización del componente rotuliano.
- Pacientes que no cumplieron el seguimiento hasta los 24 meses desde la cirugía.

7.5. Muestra

Desde el 17 de febrero de 2009 hasta el 6 de abril de 2010 en el Hospital Ruber Internacional se realizaron un total de 193 cirugías de ATR con técnica navegada. De esta población se excluyeron del estudio 48 pacientes por las siguientes causas:

- En 23 casos los pacientes tenían un eje de la extremidad inferior con deformidad varo/valgo mayor de 20° y/o una contractura en flexión mayor de 30° en estos casos se implantó una prótesis con sustitución del LCP.
- En 9 casos se encontró una inestabilidad medio lateral con deformidad varo/valgo menor de 20°.
- En 7 casos los controles radiográficos en la proyección lateral de rodilla no eran en extensión y por tanto no era posible medir el IV.
- En 6 casos los pacientes no cumplieron con el seguimiento de 24 meses.

Se incluyeron 145 pacientes que de forma consecutiva fueron intervenidos de una ATR con sistema de navegación OrthoPilot® y prótesis con conservación de LCP, realizadas en el Hospital Ruber Internacional de Madrid por un mismo cirujano experto (JBGE).

7.6. Estudio radiográfico

Las mediciones en las radiografías de cada paciente fueron realizadas por dos diferentes cirujanos ortopédicos especialistas en artroplastia de rodilla, pertenecientes al equipo quirúrgico que operó esta serie de paciente. Los datos recopilados fueron promediados, y en ningún caso hubo una diferencia de +/- 2° inter observador en las diferentes mediciones.

Se utilizaron radiografías de buena calidad para realizar las mediciones. Todas las radiografías fueron realizadas por el servicio de radiología de la misma institución, con una técnica depurada, en la que las proyecciones AP fueron verdaderas y las proyecciones laterales en extensión con las indicaciones técnicas ya descritas necesarias para medir el índice de verticalidad (ver anexo IV).

Las telerradiografías para medir el eje mecánico de los miembros inferiores fueron realizadas en carga e incluyendo ambas articulaciones de caderas y tobillos, necesarios para realizar una adecuada medición.

7.7. Métodos e instrumentos

Para la recolección de datos se utilizó un formulario (ver anexo II), que fue previamente valorado con una prueba piloto. Los datos de los pacientes fueron extraídos de la historia clínica, archivos de pacientes operados con el navegador OrthoPilot y archivo radiográfico.

Se contaba con una base de datos de todos los pacientes sometidos a una ATR entre febrero de 2009 y abril de 2010 con los informes de su cirugía dados por el navegador al final de cada intervención, de los cuales se obtuvieron datos de variables como nivel de corte en tibial y nivel de corte femoral, entre otros. Luego se consultó la historia clínica de estos pacientes para acceder al resto de información.

El seguimiento de los pacientes fue de 24 meses. Eran citados a los 2 años de la cirugía para realizar estudio radiográfico y evaluación clínica. Hubo una diferencia media de +/-21 días entre la fecha en que acudían a consulta y el día que cumplían 24 meses de haber sido operado.

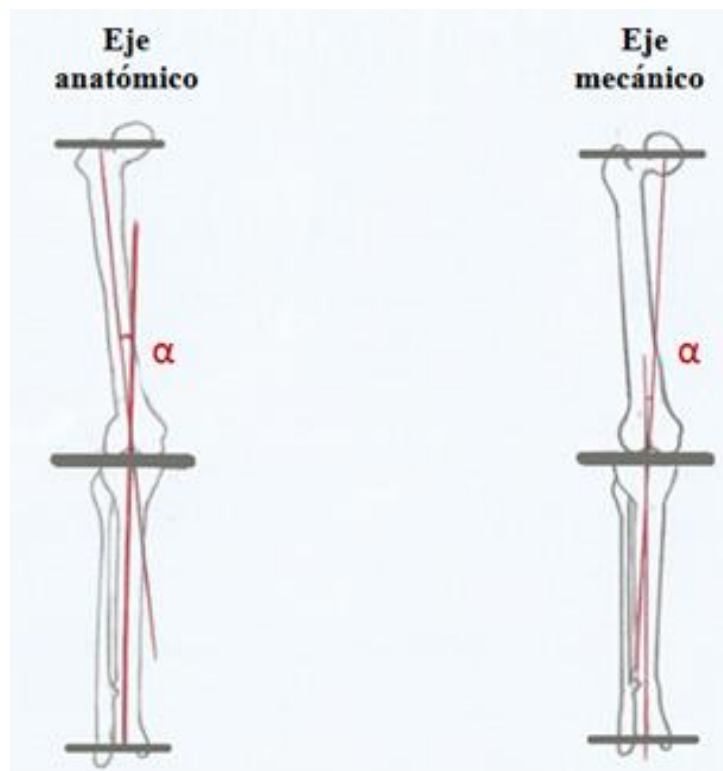


Figura 6. Eje anatómico y mecánico. Forma de medición en las telerradiografías antes de la cirugía.

Se contaba con un archivo radiográfico de cada paciente, de donde se seleccionaron los controles radiográficos prequirúrgico y de los 24 meses postquirúrgico que cumplieran con las características técnicas siguientes: un proyección anteroposterior (AP) con apoyo en carga y lateral en máxima extensión en carga, con contracción del cuádriceps y en rotación externa del pie de 10° a 15° . Proyección necesaria según el método de Norman para evaluar el nivel de la LA, que fue el utilizado en este trabajo⁽¹³⁴⁾. Se consideró un índice de verticalidad normal en un rango entre 0,15 y 0,27; un eje mecánico óptimo, los comprendidos entre los valores de $0^{\circ} \pm 3^{\circ}$ de varo/valgo entre ejes mecánicos⁽¹⁵¹⁾, como se encuentra descrito en las diferentes publicaciones que evalúan el alineamiento^(16, 120).

La alineación clínica de la parte distal de la extremidad inferior (eje anatómico) corresponde al ángulo fémoro-tibial y es distinta del eje mecánico de la misma, medido desde la cabeza femoral a través de la rodilla hasta el tobillo⁽¹⁴⁰⁾. El eje anatómico se midió con un goniómetro colocado en la cara anterior del muslo y la pierna centrado en la rótula, así se puede identificar una desviación clínica en varo/valgo.

De los 145 pacientes del estudio, en 109 pacientes se encontró reflejado en la historia clínica de la primera consulta, la medición del eje anatómico realizada con goniómetro. Fue de interés para este estudio medir en las telerradiografías prequirúrgicas, los ángulos de los ejes mecánicos como se puede observar en la figura 6, y hacer una correlación entre ambos valores como se verá en los resultados. Además, se estudió la correlación entre las mediciones del eje mecánico realizadas en la telerradiografía en la consulta prequirúrgica y el valor del eje mecánico obtenido con el navegador OrthoPilot® durante la cirugía. Para hacer esto, se estudiaron los ejes en varo y valgo por separado.

En la telerradiografía anteroposterior con apoyo bípodo existen varias referencias que fueron tenidas en cuenta y registradas en este estudio. Éstas son: 1) Centro de la segunda vértebra sacra, que es una aproximación del centro de gravedad⁽²³⁾, 2) Centro de la cadera, 3) Centro del tobillo, 4) Eje mecánico del fémur que se establecía al unir el centro de la cadera con el centro de la escotadura intercondílea⁽⁶⁴⁾, 5) Eje mecánico de la tibia, al unir el centro de la epífisis proximal de tibia con el centro del tobillo y 6) Eje mecánico de la extremidad inferior, al unir el centro de la cadera con el centro de rotación del tobillo⁽¹⁵⁰⁾.

Estas referencias permiten calcular los siguientes ángulos, que fueron registrados en las telerradiografías de todos los pacientes del estudio: 1) El ángulo cadera-rodilla-tobillo definido como el ángulo entre el eje mecánico de fémur y el eje mecánico de la tibia⁽⁴⁰⁾, cuyo valor óptimo es $0^{\circ} \pm 3^{\circ}$ y fue el valor utilizado de referencia en este trabajo, 2) El ángulo de fémur distal lateral mecánico (AFDLm), definido como el ángulo entre la tangente a los cóndilos y el eje mecánico del fémur del lado lateral, su valor de referencia es $87.5^{\circ} \pm 2.5^{\circ}$ (85° a 90°)⁽¹³⁹⁾, 3) El ángulo de tibia proximal medial (ATPM), definido como el ángulo entre la tangente a la meseta tibial y el eje mecánico de la tibia, su valor de referencia es $87.5^{\circ} \pm 2.5^{\circ}$ (85° a 90°)¹⁹⁰ y 4) La separación fémoro-tibial, definida como el ángulo entre la tangente a la región distal de los cóndilos femorales y la tangente a la meseta tibial, cuyo valor de referencia es 0° (0° a 2°)⁽⁵¹⁾, ver figura 7.

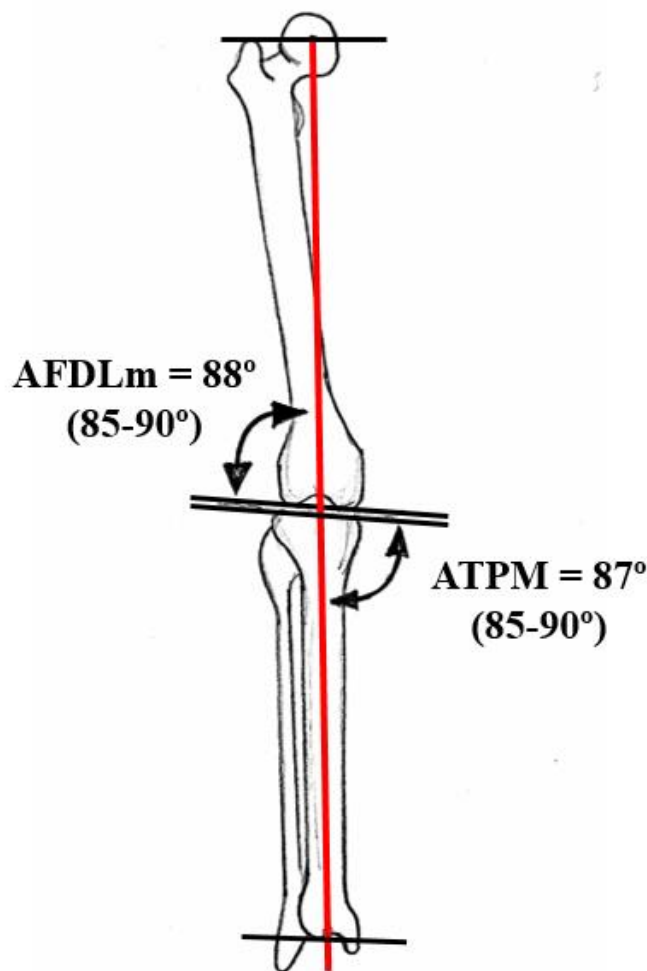


Figura 7. Medición en telerradiografías.

En las radiografías laterales de rodilla se realizaron las siguientes referencias: 1) Eje anatómico de fémur y 2) Eje anatómico de tibia. Estas dos referencias permitieron calcular y registrar: 1) El ángulo de fémur distal posterior (AFDPL), definido como el ángulo entre la línea de crecimiento de la epífisis distal de fémur o la tangente del componente protésico femoral (en el caso, que la medición se realizara en el control postquirúrgico) y el eje anatómico del fémur, su valor de referencia 83° (79° a 87°) y 2) El ángulo de tibia proximal posterior (ATPPL), definido como el ángulo entre la tangente a la meseta tibial o la tangente del componente protésico tibial (en el caso, que la medición se realizara en el control postquirúrgico) y el eje anatómico de la tibia, su valor de referencia 81° (77° a 84°), ver figura 8.

Todas estas mediciones fueron realizadas y registradas en cada una de las radiografías realizadas en el prequirúrgico y a los 24 meses del procedimiento quirúrgico, y son necesarias para seleccionar el paciente apropiado para una artroplastia de rodilla, planificar la cirugía y valorar su resultado. La valoración cuantitativa de la variación del nivel de la línea articular se realizó con la medición radiográfica prequirúrgica y a los 24 meses tras la cirugía, utilizando el método de Norman, que utiliza el índice de verticalidad (IV)⁽¹³⁴⁾.

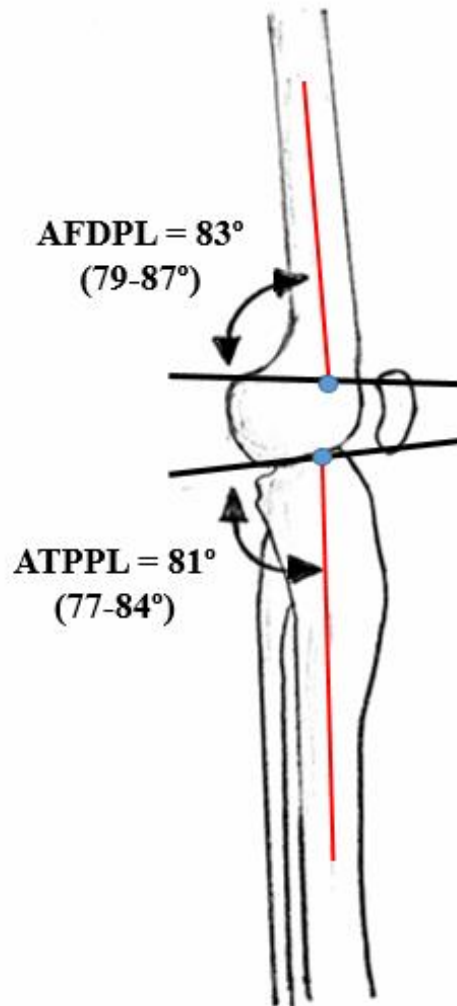


Figura 8. Medición en radiografías laterales de rodilla.

La evaluación funcional se realizó mediante la aplicación del cuestionario Oxford en la consulta prequirúrgica y a los 24 meses tras la cirugía, de las 12 preguntas que conforman el cuestionario Oxford. La pregunta número cinco, que evalúa el dolor en la rodilla al colocarse de pie, tiene implicaciones directas en la evaluación de la función fémoro-rotuliana por esto se analizó por separado esta pregunta. Cada pregunta del cuestionario Oxford se puntúa con un rango máximo de 5 puntos (dolor insoportable) y mínimo de 1 punto (sin dolor), ver anexo II.

7.8. Prótesis seleccionada en el presente estudio

En el presente estudio todas las prótesis fueron de conservación del LCP. El diseño utilizado fue una prótesis Columbus® de BBraun Aesculap®. Esta prótesis es un sistema de endoprótesis diseñada para cubrir todas las opciones y llegar a la individualidad de cada paciente. Su desarrollo se basó en la experiencia de más de 20.000 prótesis de rodillas Search®⁽⁹⁵⁾, todo ello con objeto de conseguir un radio sagital constante, con el fin de mejorar el movimiento de flexoextensión, nuevo diseño de la tróclea con orientación anatómica y un surco troclear amplio y profundo con un

retro posicionado de 7° para reducir el estrés de compresión y cizallamiento (desplazamiento femoro-patelar), así como la luxación rotuliana. Tiene un concepto ambivalente para mantenimiento de rótula o su sustitución protésica como opción intraoperatoria a tomar por el cirujano, mayor precisión en los cortes, con el fin de asegurar el buen posicionamiento de los implantes, y componente femoral con recorrido anatómico con una angulación externa fisiológica. El diseño de vástago-quilla con aletas para fijación ósea permite una correcta transmisión de fuerzas y estabilidad rotatoria⁽¹⁰³⁾.

El sistema Columbus® con su gran variedad de implantes se adapta a la mayoría de patologías con opción a aumentos y vástagos de extensión, instrumentación de última generación, y balance de partes blandas con el fin de asegurar la fijación estable de la prótesis⁽¹⁰³⁾.

7.9. Análisis de factibilidad

La factibilidad se refiere a la disponibilidad de los recursos necesarios para llevar a cabo los objetivos y metas propuestos. La factibilidad de este estudio se apoyó en tres aspectos básicos: operativo, técnico y económico.

La factibilidad operativa de esta investigación se refiere a todos aquellos recursos en los que interviene algún tipo de actividad (procesos). El proceso de atención en consulta, se realizó en el momento de la consulta inicial del paciente y en las consultas de control con un seguimiento de 24 meses. El recurso necesario para este proceso fue: una secretaria encargada de citar a los pacientes y el médico especialista. Todas las personas involucradas en este proceso estaban motivadas para la recolección de datos, estas actividades fueron necesarias para registrar los valores de las variables y conseguir los objetivos del estudio.

La factibilidad técnica se refiere a los recursos necesarios como herramientas, conocimientos, habilidades y experiencia, que fueron necesarias para efectuar las actividades o procesos que requería esta investigación. En el estudio nos referimos a elementos tangibles como el archivo médico, que facilitó la recolección de datos y sus recursos técnicos fueron suficientes para el desarrollo de la investigación.

La factibilidad económica se refiere a los recursos económicos y financieros necesarios para desarrollar el presente trabajo. Para llevar a cabo las actividades de recolección y registro de datos no fue necesario contratar personal, fueron realizadas por mí y no fue necesario adquirir nuevos recursos.

8. ANÁLISIS ESTADÍSTICO

Los pacientes fueron estudiados de forma retrospectiva. Se recogieron datos epidemiológicos de sus comorbilidades, durante la cirugía y de su seguimiento. La información obtenida en el formulario de recolección de datos (ver anexo II), fue transcrita a una hoja de Excel 2010 donde se desarrolló la base de datos del estudio, que incluyó un total de 49 variables nominales, de razón y ordinales (ver anexo I).

Para comprobar si la muestra tenía una distribución normal se confirmó durante el análisis estadístico previo que: 1) Los valores de las mediciones tendían a agruparse alrededor de un punto central que era la media, 2) La representación de los datos era simétrica a ambos lados de la media, 3) Las desviaciones estándares quedaban situadas a igual distancia unas de otras y 4) La proporción de mediciones situada entre la media y las desviaciones era una constante.

En una primera etapa se realizó el análisis descriptivo de las características basales de la muestra y se calculó en las variables cualitativas, empleando como medida de centralización la media o la mediana, y como medida de dispersión la desviación estándar. En las variables cualitativas se consideró la frecuencia absoluta y la relativa. Para la significación estadística de la asociación, se aplicó la prueba de t de Student para comparar el nivel de la LA, la variación del IV, el rango de movilidad y la escala de Oxford. Se realizó cada determinación tomando como referencia los datos antes de la cirugía. El análisis se realizó en el paquete estadístico STATA 12 para Windows, para aquellas variables en las que la ATR produjo cambios clínicos o funcionales estadísticamente significativos. Se valoró la posible influencia de la edad, IMC, género y variación del nivel de la LA. Para el análisis estadístico se empleó la prueba de t de Student. Los resultados fueron expresados como media \pm desviación estándar. Para todas las pruebas se aceptó un valor de significación inferior a 0,05 en contraste bilateral. El test de ANOVA se utilizó para la comparación de medias entre distintos grupos y las variaciones del IV (bajo y alto). Se realizó un análisis multivariable entre las variables que cuantificaban las variaciones del nivel de la línea articular (elevación del nivel de la línea articular, descenso del nivel de la línea articular, IV Normal, IV Alto e IV Bajo), con cada una de las variables cuantitativas clínicas y funcionales en el seguimiento de los 24 meses. Los datos que presentaron una correlación importante ($r \geq 0,50$) y que fueron estadísticamente significativos ($p \leq 0,05$) son los expuestos en esta investigación, afirmando que dicha magnitud es de relevancia clínica.

9. CONSIDERACIONES ÉTICAS

En el presente proyecto se respeta la función social y natural del médico de velar por la salud del ser humano, colocando sus conocimientos y conciencia en el cumplimiento de este deber. La declaración de Ginebra de la Asociación Médica Mundial compromete al médico a “Velar solícitamente, y ante todo, por la salud de su paciente”, y el Código Internacional de Ética Médica declara que “Todo procedimiento que pueda debilitar la resistencia física o mental de un ser humano está prohibido, a menos que deba ser empleado en beneficio del interés propio del individuo”.

Esta investigación cumple con los requerimientos de la declaración de Helsinki, la cual da recomendaciones para guiar la investigación en seres humanos. Esta declaración fue adoptada por la XVIII Asamblea Médica Mundial realizada en Helsinki (Finlandia) en 1964 y fue revisada en la XXIX Asamblea Médica mundial de Tokio (Japón) en 1975, en la 35ª Asamblea Médica Mundial de Venecia (Italia) en octubre de 1983, en la 41ª Asamblea Médica Mundial de Hong Kong (China) en septiembre de 1989, en la 48ª Asamblea General Somerset West de Sudáfrica en octubre de 1996 y en la 52ª Asamblea General de Edimburgo (Escocia) en octubre del 2000. Además, una Nota de Clarificación fue agregada por la Asamblea General de la AMM de Washington en 2002 y por la Asamblea General de la AMM de Tokio en 2004. Por último esta declaración fue revisada por la 59ª Asamblea General de Seúl (Corea) en octubre de 2008 y por la 64ª Asamblea General de Fortaleza (Brasil) en octubre de 2013.

Declaro que no existe un conflicto de interés que haga que los resultados de este trabajo estén subordinados a los intereses de terceros.

El propósito de la investigación biomédica que compromete al ser humano debe ser para mejorar los procedimientos diagnósticos, terapéuticos y profilácticos, y para entender la etiología y patogénesis de la enfermedad, aspectos que en el presente estudio son cuidados.

En la presente investigación todos los pacientes firmaron un consentimiento informado en el momento de la primera consulta, como es habitual en nuestro servicio, donde autorizan a la exploración y a poder extraer datos con objetivos científicos de forma anónima (ver anexo III).

10. RESULTADOS

10.1. Descripción de la muestra

De los 145 pacientes, treinta y siete eran varones sobre un porcentaje de 25.52% y 108 eran mujeres correspondiente al 74.48%. Ochenta y cinco pacientes fueron intervenidos de la rodilla derecha con un porcentaje del 58.62% y 60 pacientes de la rodilla izquierda con un porcentaje del 41.38%. La media de edad fue de 72.06 +/- 7.6 años con un rango de edad entre los 49 y 87 años. La media de peso fue de 75.83 +/- 11.55 kilogramos con un rango de peso entre los 45 y 116 kilogramos. La media de la talla fue de 1.59 +/- 0.07 metros de altura con un rango entre 1.45 y 1.84 metros de altura. La media del índice de masa corporal (IMC) fue de 29.86 +/- 3.91 Kg./m² con un intervalo entre 20.54 y 41.15 Kg./m². Ver tabla 1.

Variable	Valor Frecuencia (Porcentaje)	Valor Media+/-DE (Mín. - Máx.)
Género (mujer/hombre)	108 / 37 (74.48% / 25.52%)	
Lado (derecho/izquierdo)	85 / 60 (58.62% / 41.38%)	
Edad (años)		72.06+/-7.6 (49 – 87)
Peso (Kg.)		75.83+/-11.55 (45 - 116)
Talla (metros)		1.59+/-0.07 (1.45 - 1.84)
IMC (Kg./m ²)		29.86+/-3.91 (20.54 - 41.15)

Tabla 1. Descripción de la muestra de estudio.

Se realizó un análisis descriptivo del índice de masa corporal de los pacientes del estudio identificando la media, desviación estándar (DE), valor máximo, mínimo y porcentajes, según la distribución en rangos universalmente aceptados del índice de masa corporal como son: peso bajo, normal, sobrepeso y obesidad extrema. Estos datos podrán ser observados en la tabla 2.

Índice de masa corporal (Kg./m ²)	Frecuencia (#)	Porcentaje (%)	Media+/-DE (Kg./m ²)	Mín. - Máx. (Kg./m ²)
Bajo (< 18.5)	0	0	---	---
Normal (18.5 – 24.9)	17	11.72	23.57+/-1.30	20.54 – 24.88
Sobrepeso (25 – 29.9)	59	40.69	27.89+/-1.43	25.14 – 29.96
Obesidad (30 – 39.9)	68	46.90	32.96+/-2.38	30.04 – 39.21
Obesidad extrema (>=40)	1	0.69	41.15	---

Tabla 2. Distribución del índice de masa corporal.

Dentro del grupo de estudio no hubo pacientes con índice de masa corporal bajo, con valores menores de 18.5 Kg./m². Diecisiete pacientes (11.72%) tuvieron un índice de

masa corporal entre 18.5 y 24.9 Kg./m² clasificado como peso normal con un valor medio de 23.57 +/- 1.30 Kg./m² y un valor mínimo de 20.54 Kg./m² y un valor máximo de 24.88 Kg./m². Se encontraron 59 pacientes (40.69%) con sobrepeso y un índice de masa corporal entre 25 – 29.9 Kg./m², un valor medio de 27.89 +/- 1.43 Kg./m² un valor mínimo de 25.14 Kg./m² y un valor máximo de 29.96 Kg./m². Sesenta y ocho pacientes, un 46.90% presentaron un índice de masa corporal entre 30 y 39.9 Kg./m² correspondiente a obesidad, un valor medio de 32.96 +/- 2.38 Kg./m² un valor mínimo de 30.04 Kg./m² y un valor máximo de 39.21Kg./m². Un paciente presentó un índice de masa corporal mayor de 40 Kg./m² clasificado como obesidad extrema, con un valor de 41.15 Kg./m² y un porcentaje del 0.69%. En la figura 9 se puede observar un gráfico de barras con la frecuencia de pacientes distribuidos por su índice de masa corporal.

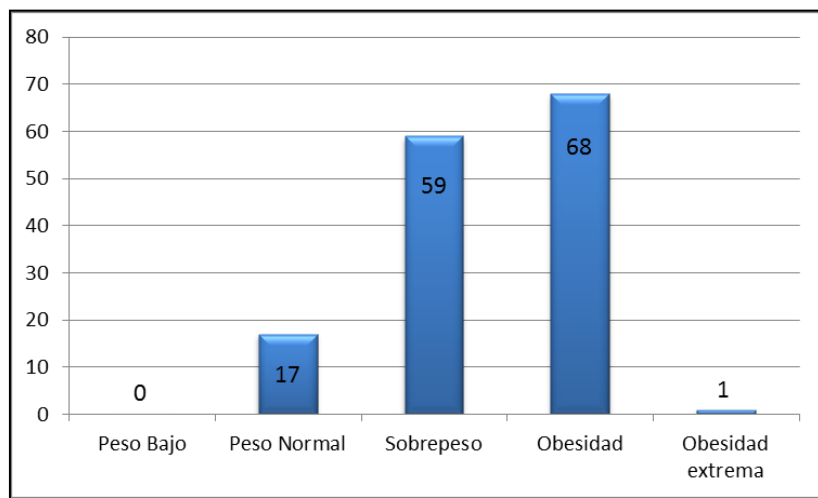


Figura 9. Frecuencia de índice de masa corporal.

Continuando con el análisis descriptivo de las características basales de la muestra, en la tabla 3 se observan los diagnósticos de los pacientes, su frecuencia y porcentaje. El 100% de los pacientes tuvieron un diagnóstico de artrosis de rodilla (gonartrosis); se dividió en: 1) Primario, aquellos casos de causa idiopática y 2) Secundario en los que fue posible identificar una enfermedad causante de la destrucción articular.

Diagnóstico	Frecuencia (#)	Porcentaje (%)
Gonartrosis primaria	134	92.41
Artritis reumatoide	6	4.14
Artropatía gotosa	3	2.07
Lupus Eritematoso Sistémico (LES)	1	0.69
Psoriasis	1	0.69
TOTAL	145	100

Tabla 3. Descripción de los diagnósticos.

Ciento treinta y cuatro pacientes tuvieron un diagnóstico de gonartrosis primaria, correspondiente a un porcentaje del 92.41% de la muestra de estudio. A seis pacientes

se les diagnosticó artritis reumatoide (4.14%). Tres pacientes fueron diagnosticados con artropatía gotosa (2.07%), un paciente con diagnóstico de Lupus Eritematoso Sistémico (LES) con un porcentaje de 0.69%, y finalmente un paciente con psoriasis con un porcentaje de 0.69%. En ninguno de estos pacientes se realizó colocación de botón rotuliano. En la figura 10 se observa una gráfica de barras con la frecuencia de cada uno de los diagnósticos encontrados.

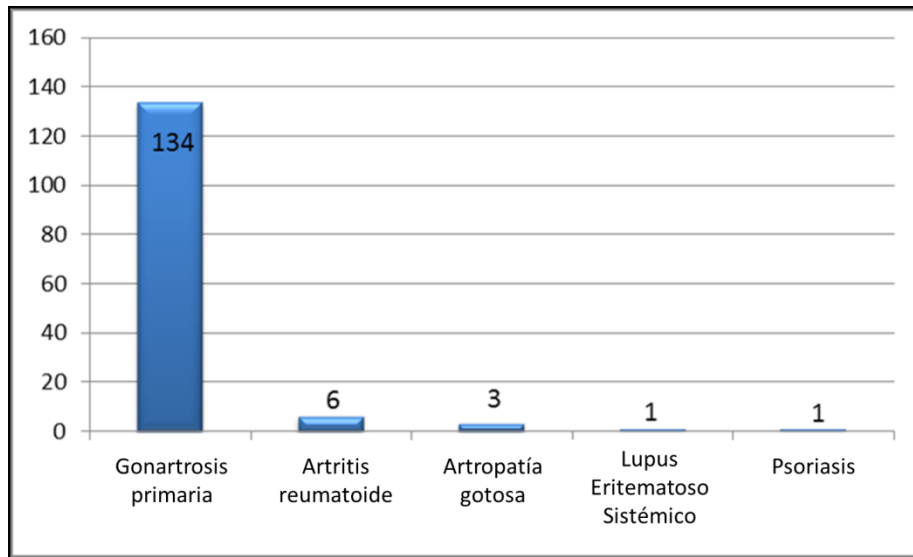


Figura 10. Frecuencia de los diagnósticos.

Se determinó en todos los casos de forma objetiva el nivel de destrucción articular en radiografías. Para esto se utilizó la clasificación radiológica descrita por Kellgren y Lawrence⁽⁹⁹⁾, la cual es universalmente aceptada. Se encontró que 39 pacientes el 26.90% estaban en un grado 3 y 106 pacientes, el 73.10% estaban en un grado 4. En la figura 11 se observa una gráfica de barras con la frecuencia de esta clasificación.

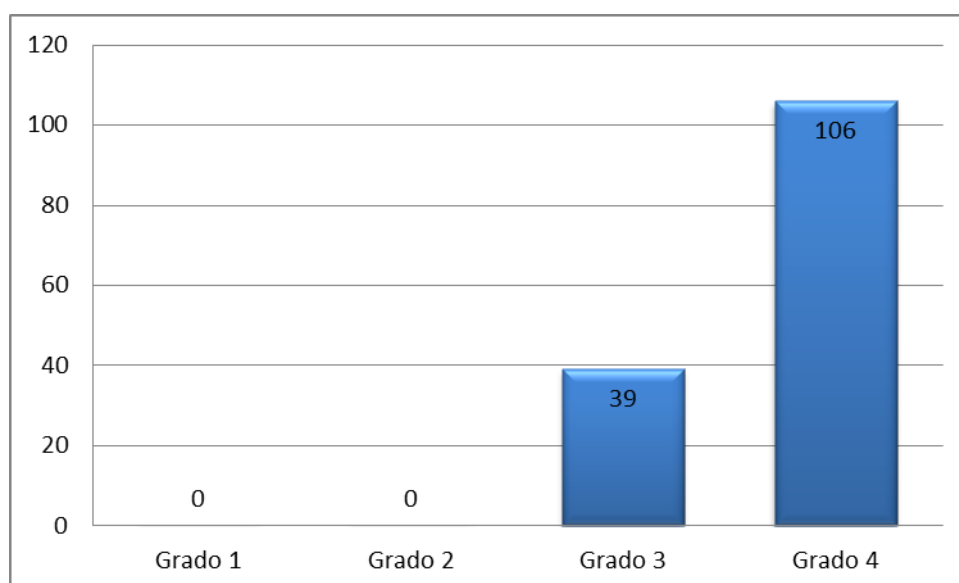


Figura 11. Clasificación radiológica de Kellgren y Lawrence.

A continuación se realiza una descripción de las características basales y de las condiciones clínicas de los pacientes antes del procedimiento quirúrgico. Ver tabla 4. De los 145 pacientes del estudio, en 109 pacientes se encontró reflejada en la historia clínica la medición del eje anatómico.

Valoración clínica antes de la cirugía	Frec. (#)	Porcentaje (%)	Media+/-DE (Grados)	Mín. – Máx. (Grados)
Eje anatómico en Varo	96	88.07	5.88+/-4.23	0 – 20
Eje anatómico en Valgo	13	11.93	8.23+/-4.36	3 – 15
Flexión	145	100	107.41+/-13.82	70 – 140
Extensión	75	51.73	4.13+/-3.69	0 – 16
Contractura en flexión	70	48.27	6.59+/-4.07	0 – 20

Tabla 4. Características clínicas basales antes de la cirugía.

Referente a la medición clínica de los ejes, en 96 pacientes (88.07%) el eje anatómico en varo fue de media de $5.88^{\circ} \pm 4.23^{\circ}$, con un valor mínimo de 0° y máximo de 20° . En 13 pacientes (11.93%) el eje anatómico en valgo fue de media de $8.23^{\circ} \pm 4.36^{\circ}$, con un valor mínimo de 3° y máximo de 15° . El valor medio de flexión de los 145 pacientes del estudio fue de $107.41^{\circ} \pm 13.82^{\circ}$ con un valor mínimo de 70° y un máximo de 140° . La contractura en flexión de rodilla en 70 pacientes (48.27%) tuvo un valor medio de $6.59^{\circ} \pm 4.07^{\circ}$, un valor mínimo de 0° y un valor máximo de 20° . En 75 pacientes, con un porcentaje de 51.73%, presentaron una extensión con una media de $4.13^{\circ} \pm 3.69^{\circ}$, un valor mínimo 0° y máximo de 16° . Ver figura 12.

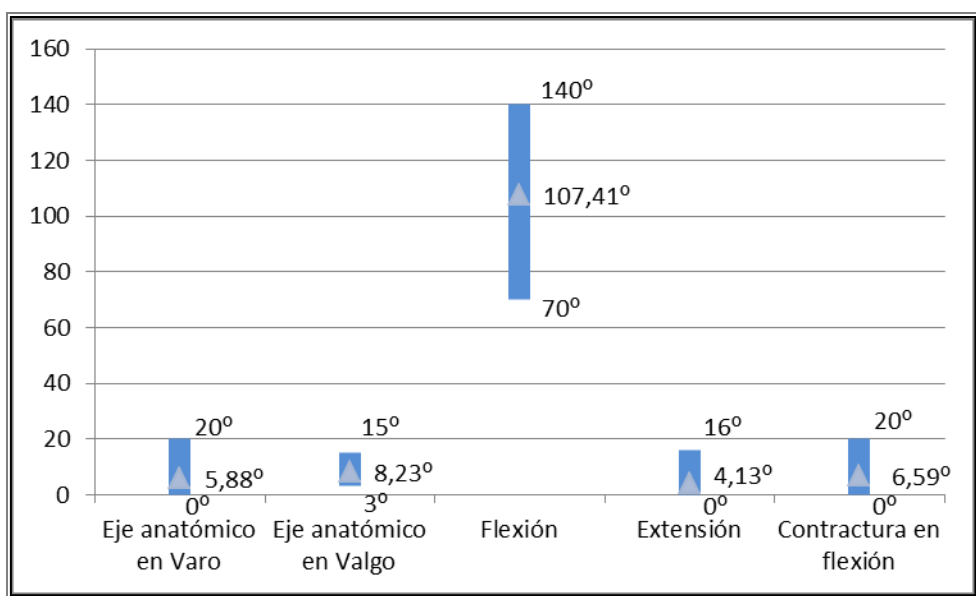


Figura 12. Características clínicas antes de la cirugía.

10.2. Resultados durante la cirugía

La media de tiempo quirúrgico fue de una hora con 38 minutos (1:38) con un rango comprendido entre una hora y 2:53 horas. El tamaño de los implantes utilizados en las cirugías de artroplastia de rodilla son descritos en la tabla 5.

Implante	Media	Mín. – Máx.
Fémur	3	1 – 4
Tibia	2	1 – 5
Polietileno	12	10 - 16

Tabla 5. Tamaño de los implantes.

Se implantaron 145 prótesis de rodilla, el valor medio del componente de fémur fue de 3 con un valor mínimo de 1 y máximo de 4. El valor medio del componente de tibia fue de 2, con un valor mínimo de 1 y máximo de 5. Y el valor medio del tamaño del implante de polietileno utilizado fue de 12, con un valor mínimo de 10 y máximo de 16, ver figura 13.

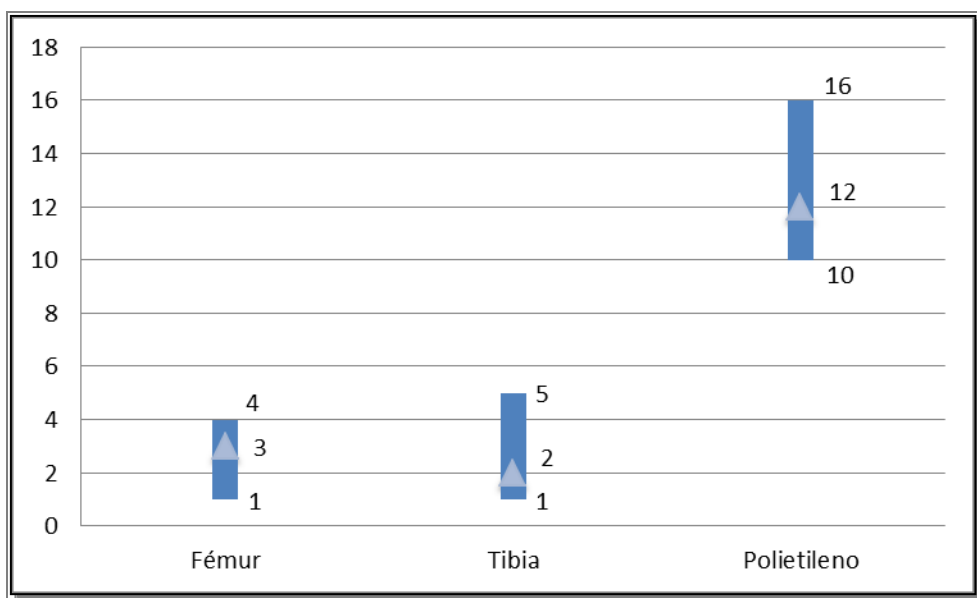


Figura 13. Tamaño de los implante utilizados.

Los cortes óseos realizados durante el procedimiento quirúrgico son mostrados en la tabla 6. En el platillo de tibia se diferenció el corte del lado medial y lateral, al igual que en los cóndilos femorales. Los valores negativos indican la distancia en milímetros a la cual se dejó de realizar los cortes.

Cortes óseos	Media+/-DE (mm)	Mín. – Máx. (mm)
Corte del platillo de tibia medial	3.3+/-2.8	-13 – 10
Corte del platillo de tibia lateral	6.6+/-3.8	-7 – 15
Corte cóndilo de fémur medial	7.0+/-4.03	-3 – 21
Corte cóndilo de fémur lateral	6.5+/-2.0	2 – 16

Tabla 6. Cortes óseos.

El valor medio de corte del platillo de tibia medial fue de 3.3mm +/- 2.8mm con un rango de corte óseo entre -13mm y 10mm. El valor medio de corte del platillo de tibia lateral fue de 6.6mm +/- 3.8mm con un rango de corte óseo entre -7mm y 15mm. El valor medio de corte del cóndilo de fémur medial fue de 7.0mm +/- 4.03mm con un rango de corte óseo entre -3mm y 21mm. Y finalmente el valor medio del corte del cóndilo de fémur lateral fue de 6.5mm +/- 2mm con un rango de corte óseo entre 2mm y 16mm. Ver figura 14.

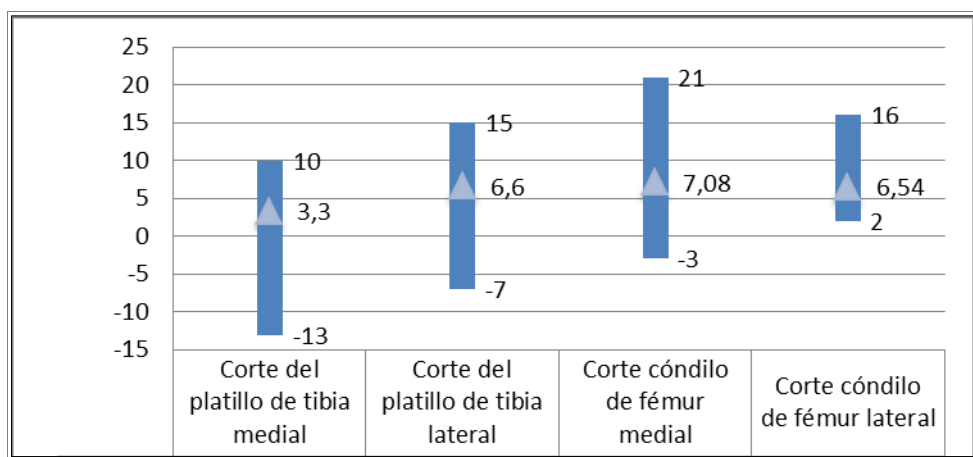


Figura 14. Cortes óseos realizados, medidas en milímetros (mm).

10.3. Resultados durante la estancia hospitalaria

Los datos descriptivos de la estancia hospitalaria se pueden ver en la tabla 7. La media de días de ingreso de los pacientes del estudio fue de 3.08 +/- 0.61 días, con una estancia hospitalaria mínima de 3 días y máxima de 10 días. El valor medio de drenaje fue de 417.04cc +/- 293.69cc en 24 horas, con un valor mínimo de 50cc en 24 horas y máximo de 1190cc en 24 horas. El valor medio de hemoglobina al segundo día de estancia hospitalaria fue de 10.63 gr/dl +/- 1.24gr/dl con un valor mínimo de 8.6gr/dl y máximo de 15.2gr/dl. El valor medio del hematocrito al segundo día de estancia hospitalaria fue de 31.16% +/- 3.09%, con un valor mínimo de 25.2% y máximo de 43.7%. El valor medio de transfusiones realizadas a los pacientes del estudio fue de 0.62 +/- 0.92 bolsas, con un rango entre ninguna bolsa transfundida y dos bolsas de concentrados de hematíes (CH).

Características durante el ingreso hospitalario	Media+/-DE	Mín. – Máx.
Ingreso hospitalario (días)	3.08+/-0.61	3 – 10
Drenaje en 24 horas (cc.)	417.04+/-293.69	50 – 1190
Hemoglobina (gr/dl)	10.63+/-1.24	8.6 – 15.2
Hematocrito (%)	31.16+/-3.09	25.2 – 43.7
Transfusiones realizadas (# de bolsas)	0.62+/-0.92	0 – 2

Tabla 7. Características durante el ingreso.

10.4. Rango de movimiento, dolor y función

Las diferencias en el rango de movilidad de las rodillas del estudio, se observan en la tabla 8. En la consulta prequirúrgica, el ángulo medio de flexión fue de 107.41° +/- 13.82° con un rango entre los 70° y 140°. A los 24 meses de la cirugía esta flexión fue de 102.40° +/- 12.43° con un rango entre los 80° y 140°, la pérdida media de flexión fue de 5° +/- 18.65°, datos estadísticamente significativos (IC 95% 1.94° a 8.06°; p < 0,001). En referencia a la extensión en la consulta prequirúrgica, setenta y cinco pacientes presentaron una extensión media de 4.13° +/- 3.69° con un rango entre los 0° y 16°. A los 24 meses de la cirugía 132 pacientes presentaron extensión con un valor medio de 0.25° +/- 0.57° y un rango entre los 0° y 3°. La pérdida de extensión media fue de 3.77° +/- 3.94° datos estadísticamente significativos (IC 95% 2.81° a 4.73°; p < 0,001). En la consulta prequirúrgica 70 pacientes presentaron una contractura en flexión de media de 6.59° +/- 4.07° con un rango entre los 0° y 20°. En la consulta de los 24 meses de la cirugía, trece pacientes presentaron contractura en flexión de la rodilla con un ángulo medio de 1.07° +/- 0.27° y un rango entre 1° y 2°. La reducción media de contractura en las rodillas tras la cirugía fue de 7.8° +/- 3.63°, datos estadísticamente significativos (IC 95% 3.28° a 12.31°; p 0,004). En la consulta de los 24 meses tras la cirugía de prótesis de rodilla se vio una reducción en el número de contracturas en flexión de 57 pacientes que lograron una extensión de su articulación operada.

Rango de movimiento	Prequirúrgico		Postquirúrgico		Diferencia	p
	Frec. (#)	Media+/-DE (Mín. – Máx.) (grados)	Frec. (#)	Media+/-DE (Mín. – Máx.) (grados)	Media+/-DE (Mín. – Máx.) (grados)	
Flexión	145	107.41+/-13.82 (70 - 140)	145	102.40+/-12.43 (80 - 140)	5.00+/-18.65 (1.94 – 8.06)	<0.001
Extensión	75	4.13+/-3.69 (0 - 16)	132	0.25+/-0.57 (0 - 3)	3.77+/-3.94 (2.81 – 4.73)	<0.001
Contractura en Flexión	70	6.59+/-4.07 (0 - 20)	13	1.07+/-0.27 (1 - 2)	7.8+/-3.63 (3.28 – 12.31)	0.004

Tabla 8. Diferencia en el rango de movimiento pre y postquirúrgico.

En la figura 15 se observan los valores medios de la flexión, extensión y contractura pre y postquirúrgicas.

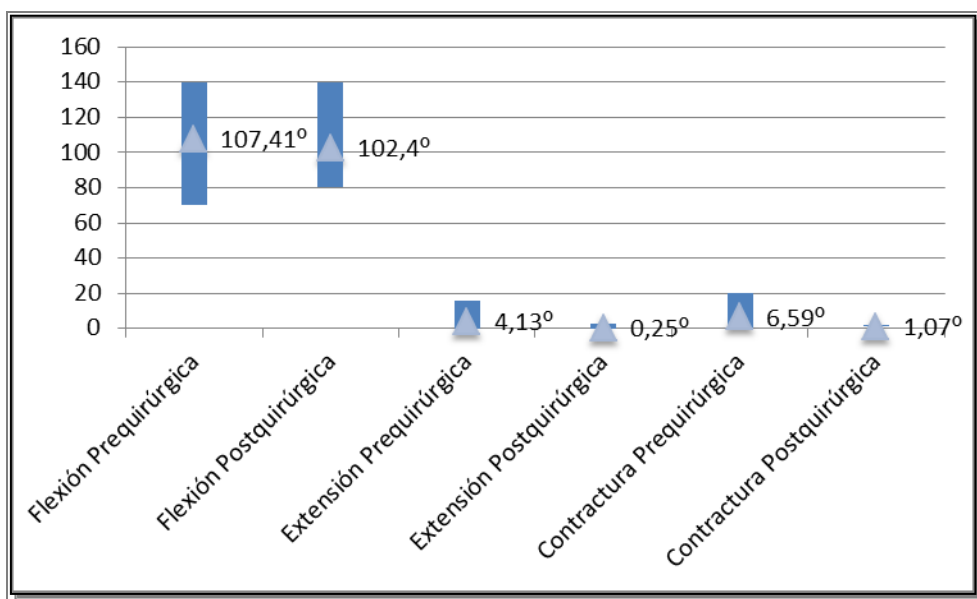


Figura 15. Comparación del rango de movimiento pre y postquirúrgico.

En la tabla 9 se observa la diferencia en la puntuación de la EVA, cuestionario Oxford y la pregunta número cinco del cuestionario de Oxford realizados a los pacientes del estudio en la consulta prequirúrgica y a los 24 meses de la cirugía.

Escala de medición	Prequirúrgico	Postquirúrgico	Diferencia	p
	Media+/-DE (Mín. – Máx.)	Media+/-DE (Mín. – Máx.)	Media+/-DE (Mín. – Máx.)	
EVA	8+/-0.73 (7 - 10)	2.40+/-0.67 (1 - 6)	5.59+/-0.98 (5.43 – 5.75)	<0.001
Oxford	48.91+/-3.02 (40 - 57)	16.64+/-3.39 (12 - 36)	32.26+/-4.59 (31.51 – 33.02)	<0.001
Pregunta 5 de Escala Oxford	4+/-0.54 (3 - 5)	1.4+/-0.69 (1 - 3)	2.6+/-0.81 (2.46 – 2.73)	<0.001

Tabla 9. Diferencia en escala funcional y de dolor, pre y postquirúrgico.

La EVA en la consulta prequirúrgica presentó un valor de medio de 8 +/- 0.73 puntos con un rango máximo de 10 puntos y mínimo de 7 puntos, en la consulta a los 24 meses posterior a la cirugía el valor medio fue de 2.40 +/- 0.67 puntos con un rango máximo de 6 puntos y mínimo de 1 punto, ver figura 16. La reducción en el valor de la EVA fue de media de 5.59 +/- 0.98 puntos, datos estadísticamente significativos (IC 95% 5.59 a 5.75; $p < 0,001$).

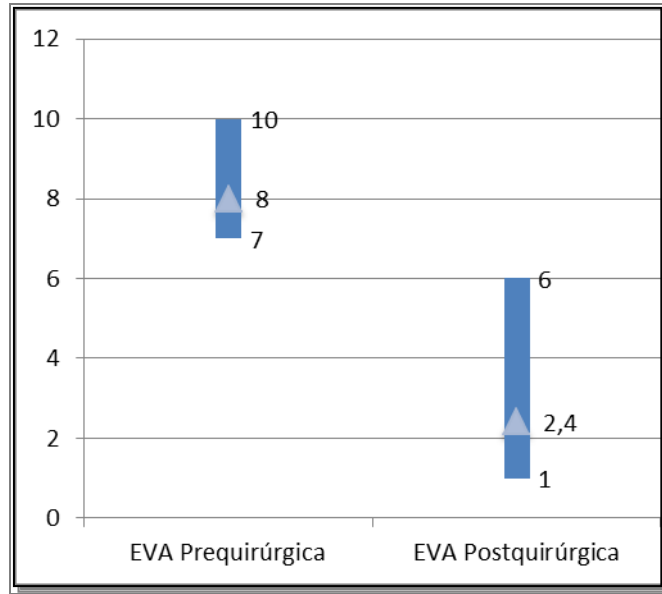


Figura 16. Comparación en la escala de dolor pre y postquirúrgico.

La puntuación de la escala Oxford en la consulta prequirúrgica presentó un valor medio de 48.91 +/- 3.02 puntos con un rango máximo de 57 puntos y mínimo de 40 puntos. En la consulta a los 24 meses del postquirúrgico, el valor medio fue de 16.64 +/- 3.39 puntos con un rango máximo de 36 puntos y mínimo de 12 puntos, ver figura 17. La reducción en la puntuación fue de media de 32.26 +/- 4.59 puntos, datos estadísticamente significativos (IC 95% 31.51 a 33.02; $p < 0,001$).

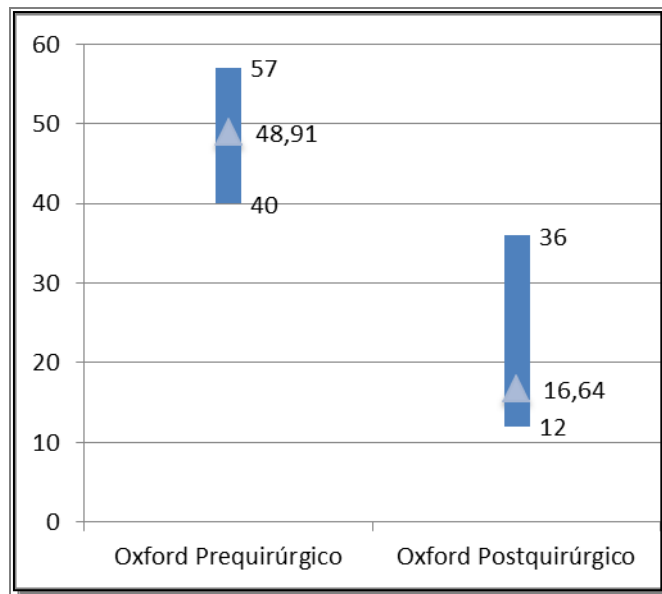


Figura 17. Comparación en la escala Oxford pre y postquirúrgico.

La puntuación de la pregunta cinco de la escala Oxford en la consulta prequirúrgica presentó un valor medio de 4 +/- 0.54 puntos con un rango máximo de 5 puntos (dolor

insoportable) y mínimo de 3 puntos (dolor moderado). En la consulta a los 24 meses del postquirúrgico, el valor de la pregunta cinco de la escala Oxford fue de media de 1.4 +/- 0.69 punto, con un rango máximo de 3 puntos (dolor moderado) y mínimo de 1 punto (sin dolor). La reducción en la puntuación fue de media de 2.6 +/- 0.81 puntos, datos estadísticamente significativos (IC 95% 2.46 a 2.73; $p < 0,001$).

10.5. Mediciones radiográficas

Las diferencias entre los ejes anatómico y mecánico en varo se observan en la tabla 10. En 96 paciente se observó un eje anatómico en varo con un valor medio de $5.88^\circ \pm 4.23^\circ$, un valor mínimo de 0° y máximo de 20° . En 118 pacientes se observó un eje mecánico en varo con un valor medio de $6.94^\circ \pm 4.74^\circ$, un valor mínimo de 0° y máximo de 20° . Ver figura 18.

Comparación del eje en varo	Frec. (#)	Media+/-DE (Grados)	Mín. – Máx. (Grados)	p
Eje anatómico	96	5.88+/-4.23	0 – 20	
Eje mecánico	118	6.94+/-4.74	0 – 20	
Diferencia combinada	214	6.46+/-4.54	5.85 – 7.07	0.04

Tabla 10. Comparación del eje anatómico y mecánico en varo.

La comparación entre la medición del eje anatómico en varo realizada por un especialista en la consulta prequirúrgica y la medición del eje mecánico de carga en varo realizada en una telerradiografía prequirúrgica, presentó una media de diferencia combinada de $6.46^\circ \pm 4.54^\circ$ con un valor mínimo de 5.85° y máximo de 7.07° datos estadísticamente significativos (IC95%; $p 0,04$).

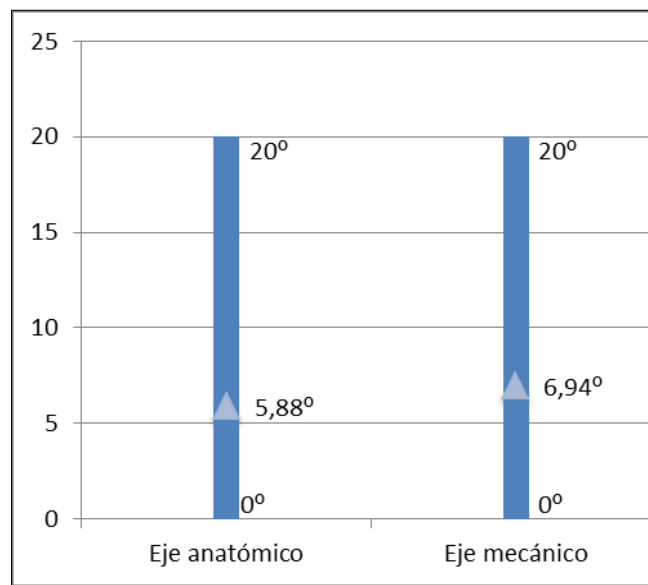


Figura 18. Comparación de ejes en varo anatómico y mecánico.

Las diferencias entre los ejes anatómico y mecánico en valgo se pueden observar en la tabla 11. En 13 paciente se observó un eje anatómico en valgo con un valor medio de $8.23^{\circ} \pm 4.36^{\circ}$, un valor mínimo de 3° y un valor máximo de 15° .

Comparación del eje en valgo	Frec. (#)	Media+/-DE (Grados)	Mín. – Máx. (Grados)	p
Eje anatómico	13	8.23 ± 4.36	3 – 15	
Eje mecánico	27	5.44 ± 4.48	0 – 19	
Diferencia combinada	40	6.35 ± 4.58	4.88 – 7.81	0.03

Tabla 11. Comparación del eje anatómico y mecánico en valgo.

En 27 pacientes se encontró un eje mecánico en valgo con un valor medio de $5.44^{\circ} \pm 4.48^{\circ}$ y un valor mínimo de 0° y máximo de 19° . La comparación entre la medición del eje anatómico en valgo realizada por un especialista en la consulta prequirúrgica y la medición del eje mecánico de carga en valgo realizada en una telerradiografía prequirúrgica, presentó una media de diferencia combinada de $6.35^{\circ} \pm 4.58^{\circ}$ con un valor mínimo de 4.88° y máximo de 7.81° datos estadísticamente significativos (IC95%; p 0,03). Ver figura 19

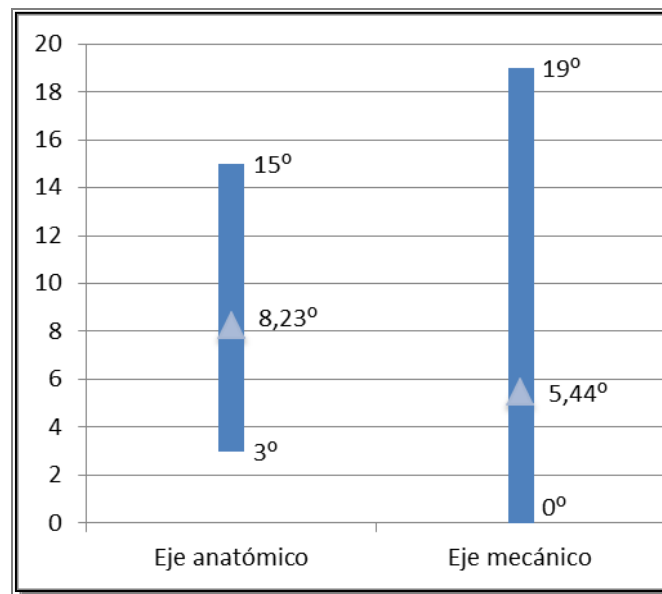


Figura 19. Comparación de ejes en valgo anatómico y mecánico.

En la tabla 12 se observa la comparación de los ejes mecánicos en varo entre las telerradiografías y la medición durante la cirugía, realizada con el navegador. Ciento dieciocho pacientes presentaron un eje mecánico en varo al realizar la medición en la telerradiografía de la consulta prequirúrgica, con un valor medio de $6.94^{\circ} \pm 4.74^{\circ}$, un valor mínimo de 0° y máximo de 20° .

Comparación del eje mecánico en varo	Frec. (#)	Media+/-DE (Grados)	Mín. – Máx. (Grados)	p
Telerradiografía	118	6.94+/-4.74	0 – 20	
Navegador	118	6.49+/-4.54	0 – 19	
Diferencia		0.44+/-1.24	0.22 – 0.67	< 0.001

Tabla 12. Comparación del eje mecánico en varo radiográfico y con el navegador.

Durante la cirugía el valor medio de estos 118 pacientes fue de $6.49^{\circ} \pm 4.54^{\circ}$ con un valor mínimo de 0° y máximo de 19° , ver figura 20. La diferencia media entre ambas mediciones fue de $0.44^{\circ} \pm 1.24^{\circ}$ datos estadísticamente significativos (IC 95% 0.22° a 0.67° ; $p < 0,001$). Al analizar el valor de “p” y la diferencia menor de 1° de media entre ambas variables, no se observaron diferencias estadísticamente significativas.

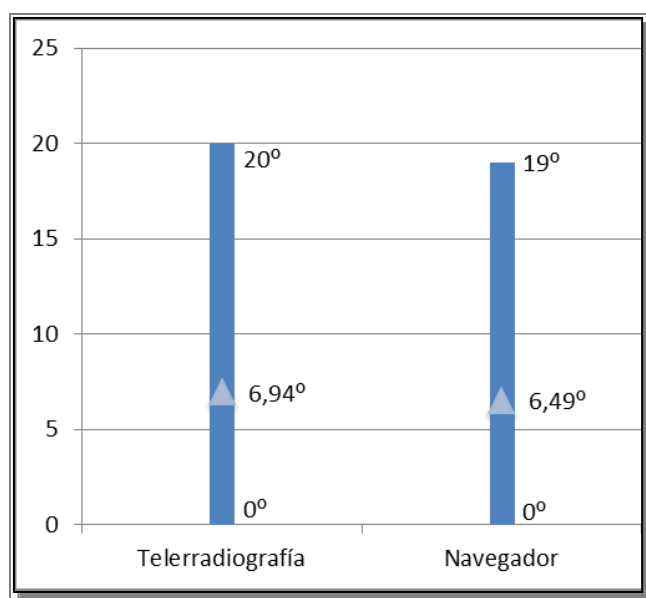


Figura 20. Comparación del eje mecánico en varo radiográfico y con el navegador.

En la tabla 13 encontraremos la comparación de los ejes mecánicos en valgo medidos en las telerradiografías y durante la cirugía realizadas por el navegador.

Comparación del eje mecánico en valgo	Frec. (#)	Media+/-DE (Grados)	Mín. – Máx. (Grados)	p
Telerradiografía	27	5.44+/-4.48	0 – 19	
Navegador	27	6.37+/-4.06	1 – 19	
Diferencia		0.92+/-1.07	0.50 – 1.34	< 0.001

Tabla 13. Comparación del eje mecánico en valgo radiográfico y con el navegador.

En 27 pacientes se observó un eje mecánico en valgo al realizar la medición en las telerradiografías de la consulta prequirúrgica, con un valor medio de $5.44^{\circ} \pm 4.48^{\circ}$, un valor mínimo de 0° y máximo de 19° . Durante la cirugía el valor medio de estos 27

pacientes fue de $6.37^\circ \pm 4.06^\circ$ con un valor mínimo de 1° y máximo de 19° . Ver figura 21. La diferencia media entre ambas mediciones fue de $0.92^\circ \pm 1.07^\circ$, datos estadísticamente significativos (IC 95% 0.50° a 1.34° ; $p < 0,001$).

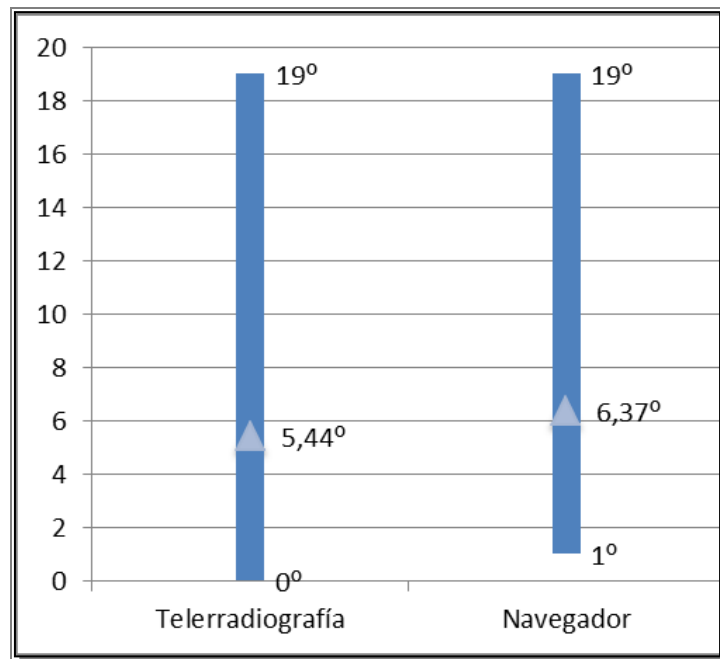


Figura 21. Comparación del eje mecánico en valgo radiográfico y con el navegador.

Se estudiaron las diferencias entre los ejes mecánicos medidos en las telerradiografías en la consulta prequirúrgica y en el control a los 24 meses de la cirugía, ver tabla 14. En 114 pacientes se observó un eje en varo prequirúrgico con un ángulo medio de $7.18^\circ \pm 4.64^\circ$ rango de 1° a 20° . A los 24 meses de la cirugía 47 pacientes presentaron un eje mecánico en varo, con un ángulo medio de $1.61^\circ \pm 1.18^\circ$ rango de 1° a 6° . La mejoría en la deformidad en varo fue de media de $6.36^\circ \pm 4.32^\circ$ tras la cirugía de artroplastia de rodilla navegada, datos estadísticamente significativos (IC 95% 5.04° a 7.67° ; $p < 0,001$).

Ejes mecánicos	Prequirúrgico (m=0)		Postquirúrgico (m=24)		Diferencia	p
	Frec. (#)	Media+/-DE (Mín. - Máx.) (grados)	Frec. (#)	Media+/-DE (Mín. - Máx.) (grados)	Media+/-DE (Mín. - Máx.) (grados)	
Eje varo	114	7.18+/-4.64 (1- 20)	47	1.61+/-1.18 (1 - 6)	6.36+/-4.32 (5.04 – 7.67)	<0.001
Eje valgo	24	6.12+/-4.28 (1- 19)	53	1.56+/-0.74 (1 - 4)	4.05+/-3.81 (2.09 – 6.02)	<0.001
Eje neutro	7	0	45	0	38	
Total	145		145			

Tabla 14. Diferencia en eje mecánico pre y postquirúrgico.

La única paciente con un eje mecánico en varo mayor de 3° a los 24 meses tras la cirugía fue la #91 ESG. Una paciente femenina de 75 años de edad con una gonartrosis primaria derecha, un eje mecánico prequirúrgico de 20° de varo, y ligamentos colaterales competentes a 30° y 0° de flexión de la rodilla. Durante la cirugía se realizaron cortes de 3 mm en el platillo medial y de 14 mm en el platillo lateral de tibia, se utilizando un polietileno del 16. Como consecuencia de la cirugía, descendió el nivel de la LA, lo que tuvo repercusiones negativas en la puntuación de Oxford a los 24 meses encontrando un valor de 22 puntos por encima de la media que se encontraba en 16.66 puntos. Fue una paciente que cumplió los criterios de inclusión del estudio, con indicaciones relativas para una prótesis con conservación de LCP, pero fue un caso interesante de resultados en donde descendió el nivel de la LA.

En las telerradiografías prequirúrgica, 24 pacientes presentaron un eje en valgo con un ángulo medio de 6.12° +/- 4.28° rango entre 1° a 19°. En el control a los 24 meses de la cirugía 53 pacientes presentaron un eje mecánico en valgo, con un ángulo medio de 1.56° +/- 0.74° rango de 1° a 4°, ver figura 22. La mejoría de la deformidad en valgo tras la artroplastia de rodilla navegada fue de media de 4.05° +/- 3.81° datos estadísticamente significativos. (IC 95% 2.09° a 6.02°; p < 0,001). Ver tabla 14.

La única paciente con un eje mecánico en valgo mayor de 3° en el postquirúrgico a los 24 meses de seguimiento, fue la #25 MCMS, una paciente femenina de 83 años de edad con una gonartrosis primaria derecha y un eje mecánico prequirúrgico de 11° de valgo. Como consecuencia de la cirugía se elevó el nivel de la LA, y en la puntuación de Oxford a los 24 meses se encontró un valor de 20 puntos.

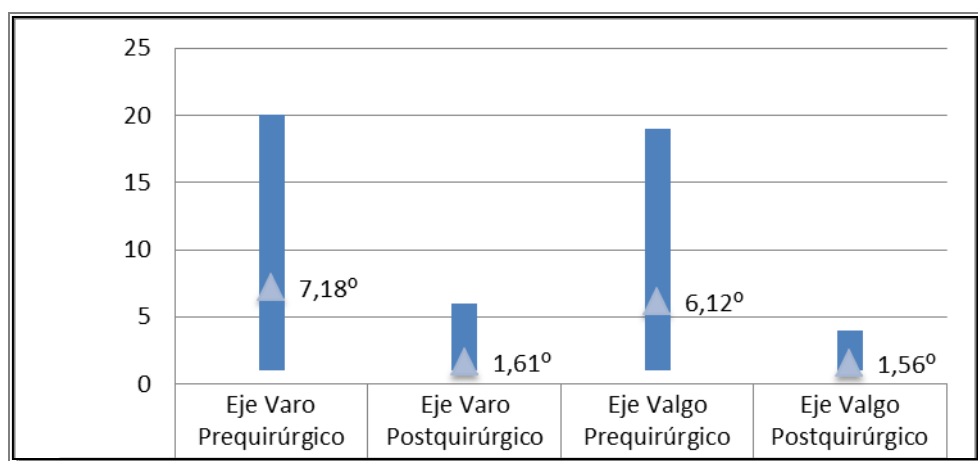


Figura 22. Comparación de ejes mecánicos pre y postquirúrgico.

Referente a los ejes neutros (0°), en la telerradiografía en la consulta prequirúrgica, siete pacientes presentaron un eje mecánico de 0°. A los 24 meses de la cirugía ésta cifra aumento a 45 pacientes, así 38 pacientes más lograron un eje neutro (ver figura 23).

Otros datos a destacar de la tabla 14 son: sesenta y siete pacientes dejaron de tener un eje mecánico en varo en la consulta de los 24 meses postquirúrgico, veintinueve pacientes más tuvieron un eje mecánico en valgo en la consulta de los 24 meses de la

cirugía, y finalmente 38 pacientes más tuvieron un eje en neutro en la consulta de los 24 meses de la cirugía.

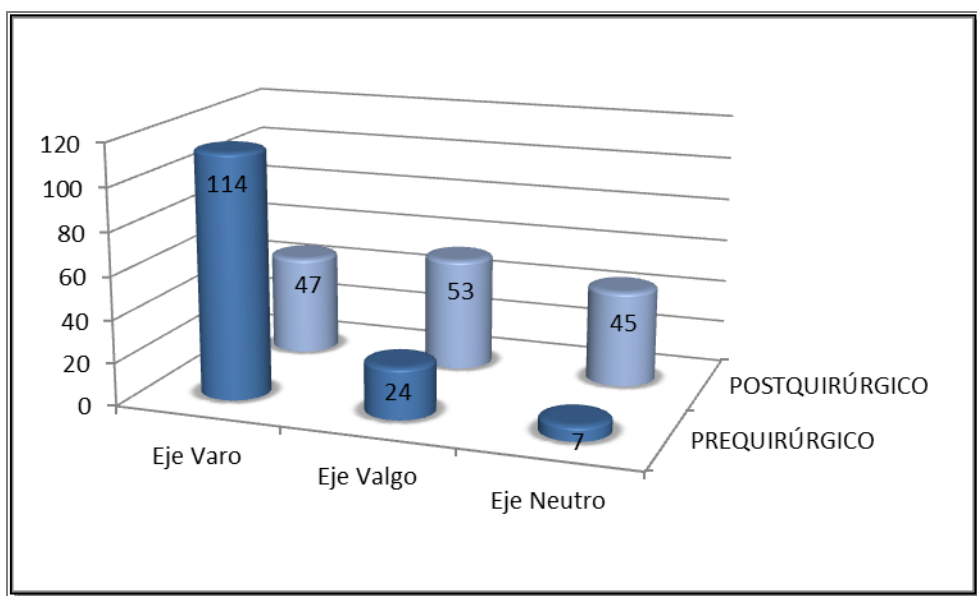


Figura 23. Comparación de la frecuencia de los ejes mecánicos pre y postquirúrgico.

En la tabla 15 se observan los valores de las mediciones radiográficas del ángulo de fémur distal lateral mecánico (AFDLm) realizadas en las telerradiografías durante el prequirúrgico y a los 24 meses de la cirugía. El AFDLm de la consulta prequirúrgica se encontró en 114 pacientes con un eje mecánico en varo, y un valor medio de este ángulo fue de $91.89^\circ \pm 1.04^\circ$, un valor mínimo de 91° y máximo de 96° . En la consulta, a los 24 meses del postquirúrgico, 47 pacientes presentaron un AFDLm en eje mecánico en varo, con un valor medio de $91.38^\circ \pm 0.49^\circ$, un valor mínimo de 91° y máximo de 92° , datos estadísticamente significativos (IC 95% 0.22° a 0.86°; $p < 0,001$). Los valores medios del AFDLm en eje mecánico en varo de la consulta pre y postquirúrgica estuvieron dentro de los límites de referencia aceptados mundialmente y descritos por Dror Paley⁽¹⁴⁰⁾, quien afirma que en deformidades en varo el AFDLm es mayor de 90° . Además, el AFDLm en pacientes con eje mecánico en valgo durante la consulta prequirúrgica encontró en 24 pacientes, con un valor medio de $83.29^\circ \pm 0.62^\circ$, un valor mínimo de 82° y máximo de 84° . En la consulta a los 24 meses del postquirúrgico 53 pacientes presentaron un AFDLm en eje mecánico en valgo, con un valor medio de $83.58^\circ \pm 0.66^\circ$, un valor mínimo de 82° y máximo de 85° , datos estadísticamente significativos (IC 95% 0.09° a 0.72°; $p = 0,007$). Los valores medios del AFDLm en valgo de la consulta pre y postquirúrgica estuvieron dentro de los límites de referencia aceptados mundialmente y descritos por Dror Paley, quien afirma que en deformidades en valgo el AFDLm es menor de 85° . Por otra parte, el AFDLm en eje mecánico neutro durante la consulta prequirúrgica se encontró en 7 pacientes, con un valor medio de $88.57^\circ \pm 1.13^\circ$, un valor mínimo de 87° y máximo de 90° . En la consulta a los 24 meses del postquirúrgico 45 pacientes presentaron un AFDLm en eje en neutro, con un valor medio de $88.82^\circ \pm 1.24^\circ$, un valor mínimo de 85° y máximo de 90° , datos que no fueron estadísticamente significativos (IC 95% - 3.48° a 1.48°; $p = 0,11$), pero a pesar de ello se observó una correlación entre los valores medios del AFDLm en eje mecánico en

neutro durante la consulta pre y postquirúrgica con los límites de referencia aceptados, valor medio de $87.5^\circ \pm 2.5^\circ$ y un rango entre 85° a 90° en caso de ejes mecánicos en neutro. Por lo tanto, el valor medio del AFDLm de los 145 pacientes del estudio fue de $90.33^\circ \pm 3.35^\circ$ con un rango mínimo de 82° y máximo de 96° . Este valor se podría explicar por el mayor número de ejes mecánicos en varo, por lo cual, el valor medio del AFDLm es mayor de 90° . En la consulta a los 24 meses del procedimiento quirúrgico el valor medio fue de $87.73^\circ \pm 3.42^\circ$ con un rango mínimo de 82° y máximo de 92° . Este valor dentro de los parámetros normales para un eje neutro, se podría explicar por el mayor número de pacientes con ejes en 0° , y en los pacientes con ejes en varo o valgo sus valores en grados fueron mínimos. Ver figura 24.

Mediciones radiográficas AP de fémur	Prequirúrgico		Postquirúrgico		Valores de referencia (grados)	p
	Frec. (#)	Media+/-DE (Mín. – Máx.) (grados)	Frec. (#)	Media+/-DE (Mín. – Máx.) (grados)		
Ángulo fémur distal lateral eje en varo	114	91.89+/-1.04 (91- 96)	47	91.38+/-0.49 (91- 92)	>90	<0.001
Ángulo fémur distal lateral eje en valgo	24	83.29+/-0.62 (82 - 84)	53	83.58+/-0.66 (82 - 85)	<85	0.007
Ángulo fémur distal lateral eje neutro	7	88.57+/-1.13 (87 - 90)	45	88.82+/-1.24 (85 - 90)	87.5+/-2.5 (85 - 90)	NS
Ángulo fémur distal lateral	145	90.33+/-3.35 (82 - 96)	145	87.73+/-3.42 (82 - 92)	87.5+/-2.5 (85 - 90)	<0.001

Tabla 15. Mediciones radiográficas del ángulo de fémur distal lateral, pre y postquirúrgicas.

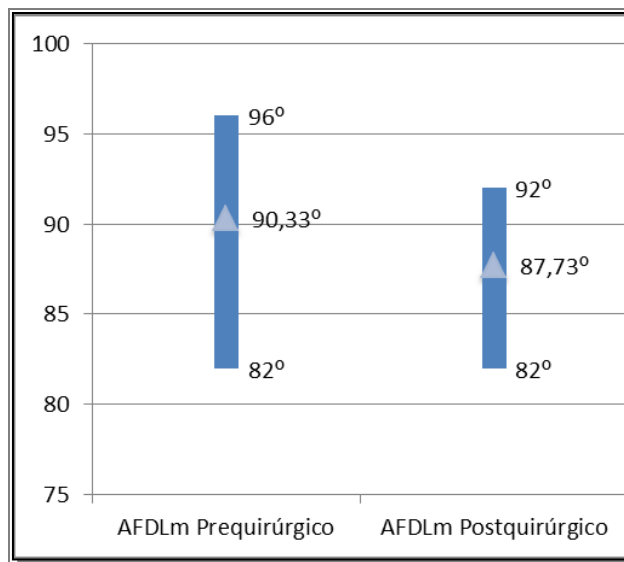


Figura 24. Valores del AFDLm pre y postquirúrgico.

En la tabla 16 se observan los valores de las mediciones radiográficas del ángulo de tibia proximal medial (ATPM) realizadas en las telerradiografías durante el

prequirúrgico y a los 24 meses de la cirugía. El ATPM de la consulta prequirúrgica encontrado en 114 pacientes con un eje mecánico en varo, presentó un valor medio de $83.06^\circ \pm 0.97^\circ$, un valor mínimo de 81° y máximo de 84° . En la consulta a los 24 meses del postquirúrgico, cuarenta y siete pacientes presentaron un ATPM en varo, con un valor medio de $83.48^\circ \pm 0.62^\circ$, un valor mínimo de 82° y máximo de 84° , datos estadísticamente significativos (IC 95% -0.83° a -0.21° ; $p < 0,001$). Los valores medios del ATPM en pacientes con eje en varo durante la consulta pre y postquirúrgica estuvieron dentro de los límites de referencia.

Mediciones radiográficas AP de la tibia	Prequirúrgicas		Postquirúrgicas		Valores de referencia (grados)	p
	Frec. (#)	Media+/-DE (Mín. – Máx.) (grados)	Frec. (#)	Media+/-DE (Mín. – Máx.) (grados)		
Ángulo tibia proximal medial eje en varo	114	83.06+/-0.97 (81- 84)	47	83.48+/-0.62 (82– 84)	<85	<0.001
Ángulo tibia proximal medial eje en valgo	24	91.37+/-0.76 (90 - 93)	53	91.32+/-0.47 (91 - 92)	>90	NS
Ángulo tibia proximal medial eje neutro	7	87.28+/-1.49 (85 - 89)	45	88.8+/-1.48 (85 - 92)	87.5+/-2.5 (85 - 90)	0.007
Ángulo tibia proximal medial	145	84.64+/-3.28 (81 - 93)	145	88+/-3.43 (82 - 92)	87.5+/-2.5 (85 - 90)	<0.001

Tabla 16. Mediciones radiográficas del ángulo de tibia proximal medial, pre y post quirúrgicas.

El ATPM en pacientes con eje mecánico en valgo durante la consulta prequirúrgica se observó en 24 pacientes, con un valor medio de $91.37^\circ \pm 0.76^\circ$, un valor mínimo de 90° y máximo de 93° . En la consulta a los 24 meses del postquirúrgico, cincuenta y tres pacientes presentaron un ATPM en eje mecánico en valgo, con un valor medio de $91.32^\circ \pm 0.47^\circ$, un valor mínimo de 91° y máximo de 92° , datos no estadísticamente significativos (IC 95% -0.47° a 0.24° ; $p 0,24$). Los valores medios del ATPM en eje mecánico en valgo de la consulta pre y postquirúrgica estuvieron dentro de los límites de referencia descritos por Dror Paley, quien afirma que en deformidades en valgo el ATPM es mayor de 90° . El ATPM en eje mecánico en neutro durante la consulta prequirúrgica se observó en 7 pacientes, con un valor medio de $87.28^\circ \pm 1.49^\circ$, un valor mínimo de 85° y máximo de 89° . En la consulta a los 24 meses del postquirúrgico, cuarenta y cinco pacientes presentaron un ATPM en eje mecánico en neutro, con un valor medio de $88.8^\circ \pm 1.48^\circ$, un valor mínimo de 85° y máximo de 92° , datos que fueron estadísticamente significativos (IC 95% -2.72° a 0.30° ; $p 0,007$). Además se observó una correlación entre los valores medios del ATPM en eje neutro de la consulta pre y postquirúrgica con los límites de referencia aceptados, valor medio de $87.5^\circ \pm 2.5^\circ$ y un rango entre 85° a 90° en caso de ejes mecánicos en neutro. El valor medio del ATPM de los 145 pacientes del estudio fue de $84.64^\circ \pm 3.28^\circ$ con un rango mínimo de 81° y máximo de 93° , en la consulta a los 24 meses del procedimiento quirúrgico, el valor medio fue de $88^\circ \pm 3.43^\circ$ con un rango mínimo de 82° y máximo de 92° .

En la figura 25 se ilustra con una gráfica los valores medios, máximos y mínimos del ATPM obtenidos durante el pre y en el postquirúrgico en la cita control de los 24 meses.

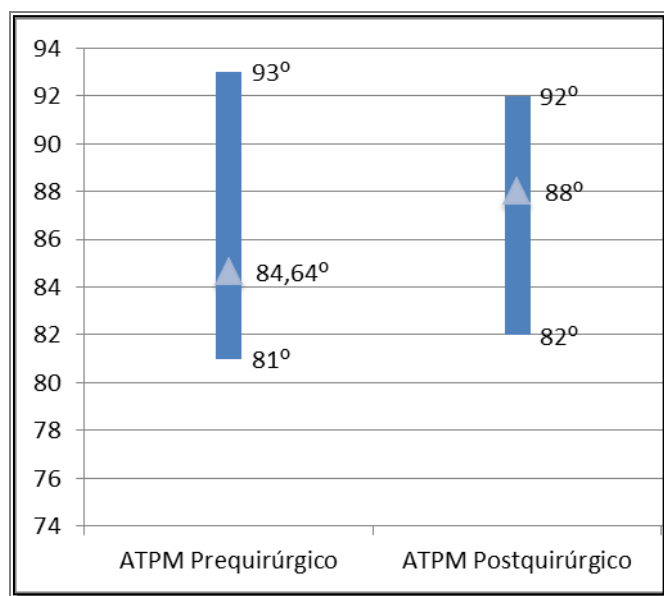


Figura 25. Valores del ATPM pre y postquirúrgico.

Mediciones radiográficas laterales	Prequirúrgico	Postquirúrgico	Valores de referencia	p
	Media+/-DE (Mín. – Máx.) (grados)	Media+/-DE (Mín. – Máx.) (grados)	Media (Mín. – Máx.) (grados)	
Ángulo del fémur distal posterior (AFDPL)	83.07+/-1.89 (80 - 86)	89.57+/-0.83 (87 - 92)	83 (79 – 87)	<0.001
Ángulo de tibia proximal posterior (ATPPL)	87.93+/-1.50 (85 - 90)	87.80+/-1.10 (85 - 89)	81 (77 – 84)	0.01

Tabla 17. Mediciones en radiografías laterales durante el pre y postquirúrgico.

En la tabla 17 se observan los valores de las mediciones radiográficas del ángulo de fémur distal posterior en la vista radiográfica lateral (AFDPL) y del ángulo de tibia proximal posterior en la vista radiográfica lateral (ATPPL) realizadas en las radiografías laterales durante el prequirúrgico y a los 24 meses de la cirugía. El valor medio del AFDPL en las mediciones radiográficas antes de la cirugía fueron de 83.07° +/- 1.89° con un rango máximo de 86° y mínimo de 80°. El valor medio del AFDPL en la radiografía a los 24 meses del procedimiento quirúrgico fue de 89.57° +/- 0.83° con un valor mínimo de 87° y máximo de 92°, datos estadísticamente significativos (IC 95% - 6.85° a -6.15°; p<0,001). Ver figura 26.

El valor medio del AFDPL en el prequirúrgico estuvo dentro del rango normal de referencia de 83° con un rango de 79° a 87°, y en el postquirúrgico el valor medio fue mayor y estuvo fuera del rango de referencia. Además, el valor medio del ATPPL en las mediciones radiográficas antes de la cirugía fueron de 87.93° +/- 1.50° con un rango máximo de 90° y mínimo de 85°. El valor medio del ATPPL en la radiografía a los 24 meses del procedimiento quirúrgico fue de 87.80° +/- 1.10° con un valor mínimo de 85° y máximo de 89°. Datos estadísticamente significativos (IC 95% 0.01° a 0.24°; p 0,01). Los valores medios del AFDPL del pre y postquirúrgico estuvieron fuera del rango de referencia de 81° con un rango de 77° a 84°.

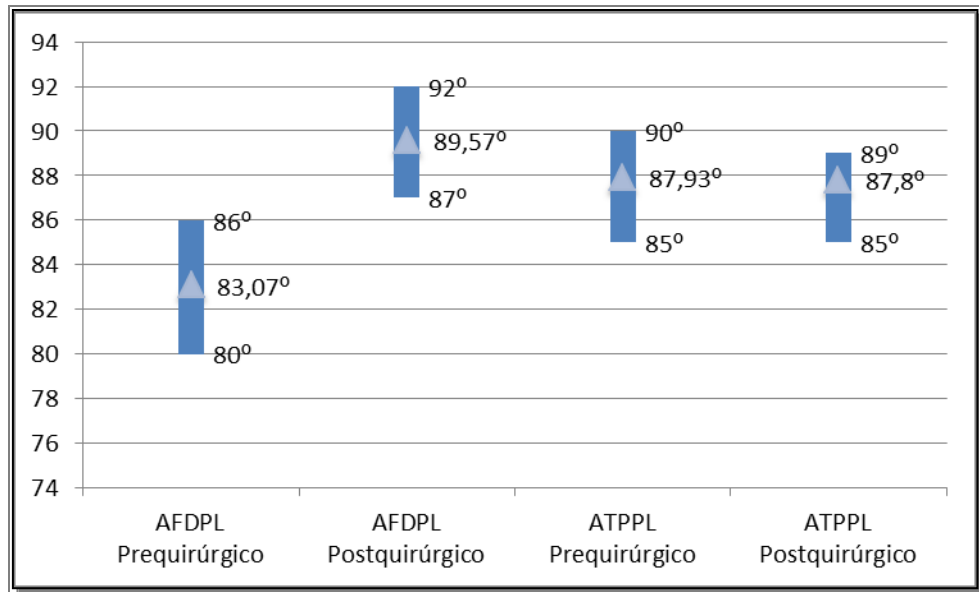


Figura 26. Valores del AFDPL y del ATPPL pre y postquirúrgico.

10.6. Línea articular

En la tabla 18 se observan los valores medios del IV medidos en radiografías laterales de rodilla en extensión antes de la cirugía y a los 24 meses de la cirugía. El IV prequirúrgico tuvo un valor medio de 0.34 +/- 0.17 con un rango entre 0.12 a 0.89.

Nivel de la línea articular	Frec. (#)	Media+/-DE (Mín. – Máx.)	P
IV prequirúrgico	145	0.34+/-0.17 (0.12 – 0.89)	
IV postquirúrgico	145	0.31+/-0.15 (0.07 – 0.77)	
Diferencia		0.02+/-0.008 (0 – 0.03)	<0.001

Tabla 18. Mediciones del índice de verticalidad pre y postquirúrgico.

A los 24 meses de la cirugía el valor medio del IV fue de 0.31 +/- 0.15 con un rango entre 0.07 a 0.77. La diferencia entre ambos valores medios es de 0.02 +/- 0.008 (IC 95% 0 a 0.03; p<0,001), ver figura 27.

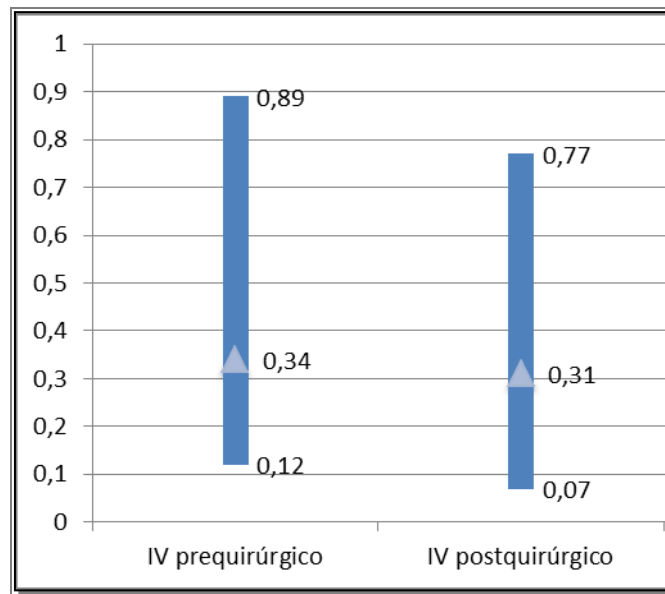


Figura 27. Valores del IV pre y postquirúrgico.

En la tabla 19 se pueden observar las variaciones en el nivel de la línea articular conseguido a los 24 meses del postquirúrgico. Esta diferencia se hizo restando los valores del IV prequirúrgico y postquirúrgico. Si el valor era positivo, se agrupaba dentro del grupo de pacientes en los cuales hubo una elevación del nivel de la línea articular. En el caso de un valor negativo, se agrupaba dentro del grupo de pacientes en los cuales hubo un descenso del nivel de la línea articular.

Variación del nivel de la línea articular	Frecuencia (#)	Porcentaje (%)	Media+/-DE (Mín. – Máx.)	p
Elevación del nivel de la línea articular	94	64.82	0.07+/-0.04 (0.01 – 0.2)	
Descenso del nivel de la línea articular	51	35.18	0.07+/-0.04 (0.02 – 0.16)	
Diferencia	145	100	0.005 (-0.010 – 0.021)	0,26

Tabla 19. Variación del nivel de la línea articular.

De los 145 pacientes del estudio, en 94 casos (el 64.82%) se consiguió una elevación del nivel de la línea articular, con un valor medio de 0.07 +/- 0.04 y un rango entre 0.01 a 0.2. En 51 pacientes (el 35.18%) se consiguió un descenso del nivel de la línea articular, con un valor medio de 0.07 +/- 0.04 y un rango entre 0.02 a 0.16, ver figura 28. El análisis estadístico de la diferencia media entre ambas variables, fue de 0.005 dato que no es estadísticamente significativo. (IC 95% -0.010 a 0.020; p 0,26).

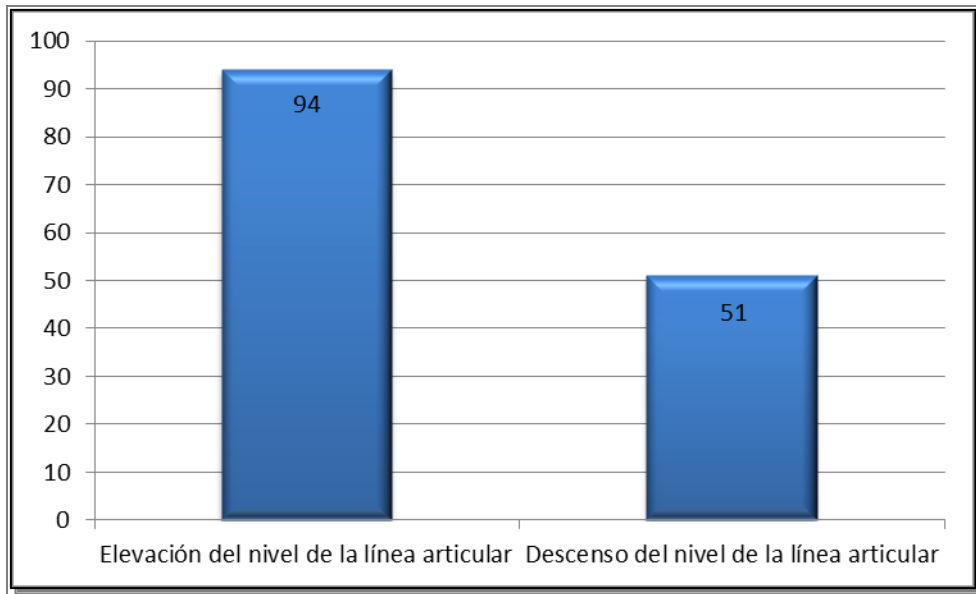


Figura 28. Nivel de la línea articular.

Basado en los valores de referencia del índice de verticalidad utilizados en el método de Norman et al., se realizaron tres subgrupos de pacientes en el postquirúrgico, así: IV normal (de 0.15 a 0.27), IV alto (≥ 0.28) e IV bajo (< 0.15). Ver tabla 20 y figura 29.

Nivel de la línea articular	Frecuencia (#)	Porcentaje (%)	Media+/-DE	Mín. – Máx.	p
IV normal (0.15 a 0.27)	76	52.41	0.22+/-0.04	0.15 – 0.27	<0.001
IV alto (≥ 0.28)	63	43.45	0.45+/-0.12	0.34 – 0.77	<0.001
IV bajo (< 0.15)	6	4.14	0.11+/-0.03	0.07 – 0.14	<0.001
Total	145	100	---	---	

Tabla 20. Índice de verticalidad postquirúrgico.

De las 145 rodillas operadas, 76 casos (52.41%) tuvieron un nivel de línea articular dentro de los parámetros normales (0.15 a 0.27) a los 24 meses de realizado el procedimiento quirúrgico, con un valor medio de IV de 0.22 +/- 0.04, y un valor mínimo de 0.15 y máximo de 0.27. En 63 casos (43.45%) se observó una rótula con relación a la línea articular elevada, esto debido a que durante la cirugía se realizó un desplazamiento hacia distal de la línea articular, con un IV (≥ 0.28), un valor medio de IV de 0.45 +/- 0.12, y un valor mínimo de 0.34 y máximo de 0.77. En 6 casos (4.14%) se observó una rótula con relación a la línea articular baja, esto debido a que durante la cirugía se realizó un desplazamiento hacia proximal de la línea articular, con un IV (< 0.15); un valor medio de IV de 0.11 +/- 0.03, un valor mínimo de 0.07 y máximo de 0.14. Todos los datos antes descritos son estadísticamente significativos ($p < 0.001$).

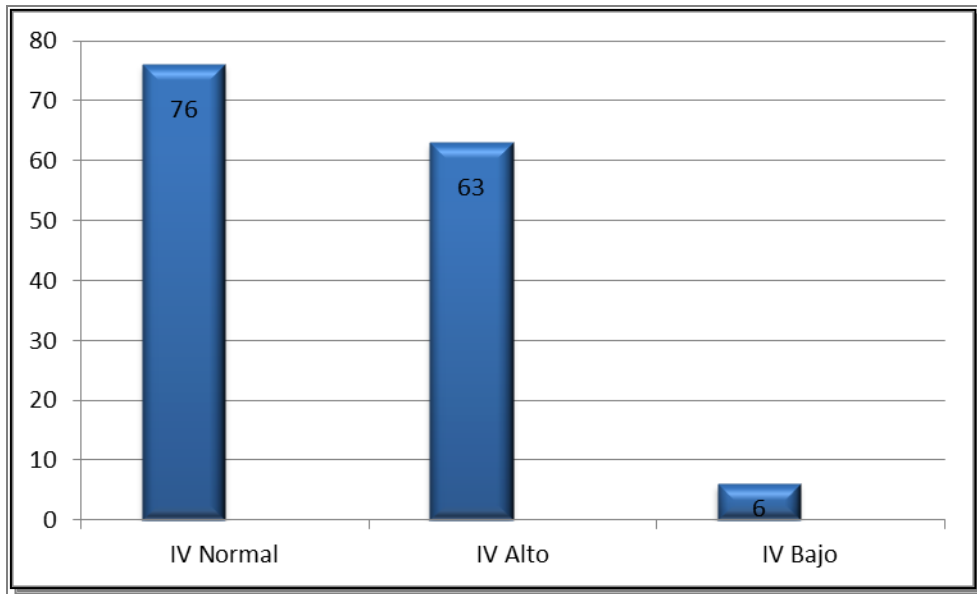


Figura 29. Índice de verticalidad postquirúrgico.

En la figura 30 se puede observar una gráfica con los valores medio, máximo y mínimo de los IV bajo, normal y alto, medidos a los 24 meses del procedimiento quirúrgico.

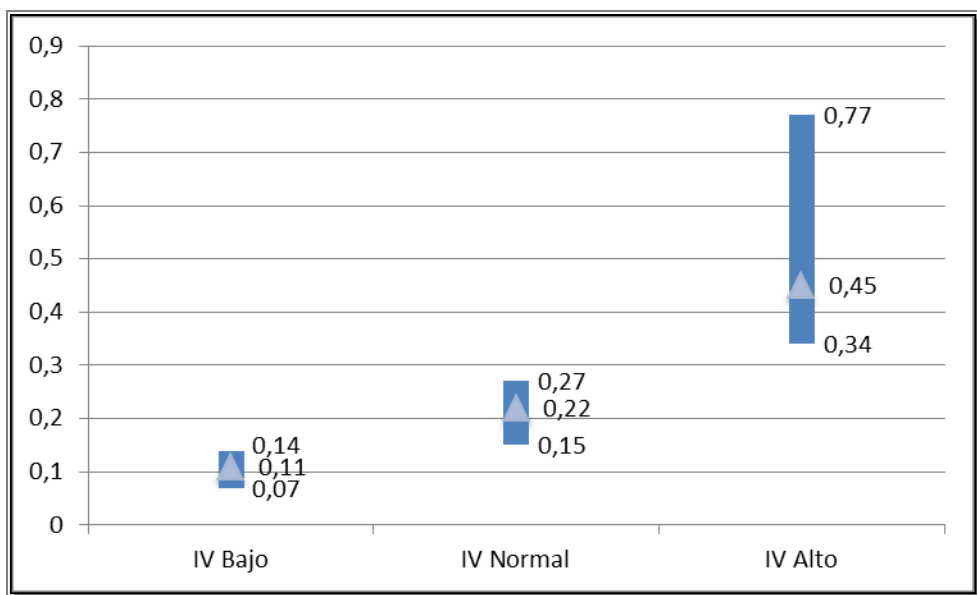


Figura 30. Valores del índice de verticalidad postquirúrgico.

10.7. Análisis multivariable

En este apartado mostraremos los resultados del análisis multivariable entre las variables que cuantificaban las variaciones del nivel de la línea articular (elevación del nivel de la línea articular, descenso del nivel de la línea articular, IV Normal, IV Alto e IV Bajo), con cada una de las variables cuantitativas clínicas y funcionales a los 24 meses tras la cirugía.

10.7.1. Índice de verticalidad y eje fémoro-tibial en varo. Se inició este análisis con el ángulo del eje fémoro-tibial en varo a los 24 meses de la cirugía. Ver Tabla 21. El análisis de efecto que tiene la variación del nivel de la línea articular tras una prótesis de rodilla con técnica navegada sobre la obtención de un ángulo mecánico en varo, indica que una elevación del nivel de la línea articular, implica una corrección del eje fémoro-tibial en varo, dada por un aumento de media de 0.06°, datos con una baja correlación clínica y estadísticamente no significativos (IC 95% -0.66° a 0.79°; p 0,85). El análisis multivariable no mostró datos sobre el efecto del descenso del nivel de la línea articular y el resultado final de un eje mecánico en varo. El análisis de efecto que tiene el conseguir un nivel IV dentro de parámetros normales (0.15 a 0.27), implica una disminución de media de 0.52° del ángulo fémoro-tibial mecánico en varo, datos con baja correlación clínica y estadísticamente no significativos (IC 95% -2.0° a 3.05°; p 0,67). El análisis de efecto que tiene el conseguir un nivel IV dentro de parámetros altos (≥ 0.28), implica un aumento de media de 0.78° del ángulo fémoro-tibial mecánico en varo, datos con baja correlación clínica y estadísticamente no significativos (IC 95% -1.75° a 3.31°; p 0,53). El análisis multivariable no mostró datos sobre el efecto de un IV bajo (< 0.15) y el resultado final de un eje mecánico en varo.

Ángulo mecánico en varo a los 24 meses	Media (Mín. – Máx.) (grados)	R Squared	p
Elevación del nivel de la línea articular	0.06 (-0.66 - 0.79)	0.01	0.85
Descenso del nivel de la línea articular	---	---	---
IV normal (0.15 a 0.27)	-0.52 (-2.0 - 3.05)	0.01	0.67
IV alto (≥ 0.28)	0.78 (-1.75 - 3.31)	0.01	0.53
IV bajo (< 0.15)	---	---	---

Tabla 21. Análisis multivariable con ángulo mecánico en varo a los 24 meses.

10.7.2. Índice de verticalidad y eje fémoro-tibial en valgo. El análisis multivariable con el ángulo del eje fémoro-tibial en valgo a los 24 meses de la cirugía se puede observar en la Tabla 22. El análisis estadístico no mostró datos sobre el efecto de la elevación del nivel de la línea articular y el resultado final de un eje mecánico en valgo. El análisis de efecto que tiene la variación del nivel de la línea articular tras una prótesis de rodilla con técnica navegada sobre la obtención de un ángulo mecánico en valgo, indica que un descenso del nivel de la línea articular, implica una corrección del eje fémoro-tibial en valgo, dada por una disminución de media de 0.05°, datos con una baja correlación clínica y estadísticamente no significativos (IC 95% -0.52° a 0.40°; p 0,80). El análisis de efecto que tiene el conseguir un nivel IV dentro de parámetros

normales (0.15 a 0.27), implica una disminución de media de 0.15° del ángulo fémoro-tibial mecánico en valgo, datos con baja correlación clínica y estadísticamente no significativos (IC 95% -0.97° a 0.66°; p 0,70). El análisis de efecto que tiene el conseguir un nivel IV dentro de parámetros altos (≥ 0.28), implica un aumento de media de 0.28° del ángulo fémoro-tibial mecánico en valgo, datos con baja correlación clínica y estadísticamente no significativos (IC 95% -0.55° a 1.11°; p 0,50). El análisis multivariable no mostró datos sobre el efecto de un IV bajo (< 0.15) y el resultado final de un eje mecánico en valgo.

Ángulo mecánico en valgo a los 24 meses	Media (Mín. – Máx.) (grados)	R Squared	p
Elevación del nivel de la línea articular	---	---	---
Descenso del nivel de la línea articular	-0.05 (-0.52 - 0.40)	0.07	0.80
IV normal (0.15 a 0.27)	-0.15 (-0.97 - 0.66)	0.07	0.70
IV alto (≥ 0.28)	0.28 (-0.55 - 1.11)	0.07	0.50
IV bajo (< 0.15)	---	---	---

Tabla 22. Análisis multivariable con ángulo mecánico en valgo a los 24 meses.

10.7.3. Índice de verticalidad y eje fémoro-tibial neutro. Se realizó un análisis multivariable entre las variables de elevación del nivel de la línea articular, descenso del nivel de la línea articular, IV Normal, IV Alto e IV Bajo y el ángulo del eje fémoro-tibial mecánico en 0°, y este análisis no mostró datos.

10.7.4. Índice de verticalidad y tamaño del polietileno. En la Tabla 23 se puede observar el análisis multivariable con el tamaño de polietileno utilizado en la cirugía. El análisis de efecto que tiene la variación del nivel de la línea articular tras una prótesis de rodilla con técnica navegada sobre el tamaño del polietileno utilizado, indica que una elevación del nivel de la línea articular, implica un tamaño de polietileno tibial, dada por un aumento de media de 0.85, dato con una baja correlación clínica pero estadísticamente significativos (IC 95% 0.06 a 1.64; p 0,03). El análisis estadístico no mostró datos sobre el efecto del descenso del nivel de la línea articular y el tamaño de polietileno tibial utilizado. El análisis de efecto que tiene el conseguir un nivel IV dentro de parámetros normales (0.15 a 0.27), implica una disminución de media de 0.48 del tamaño de polietileno, dato con baja correlación clínica y estadísticamente no significativos (IC 95% -1.25 a 0.28; p 0,21). El análisis multivariable no mostró datos sobre el efecto de una IV alto (≥ 0.28) y el tamaño de polietileno utilizado. El análisis de efecto que tiene el conseguir un nivel IV dentro de parámetros bajos (< 0.15), implica un aumento de media de 0.64 del tamaño de polietileno tibial, dato con baja correlación clínica y estadísticamente no significativos (IC 95% -1.21 a 2.50; p 0,49).

Tamaño del polietileno	Media (Mín. – Máx.) (tamaño)	R Squared	P
Elevación del nivel de la línea articular	0.85 (0.06 - 1.64)	0.04	0.03
Descenso del nivel de la línea articular	---	---	---
IV normal (0.15 a 0.27)	-0.48 (-1.25 - 0.28)	0.04	0.21
IV alto (>=0.28)	---	---	---
IV bajo (<0.15)	0.64 (-1.21 - 2.50)	0.04	0.49

Tabla 23. Análisis multivariable del tamaño de polietileno utilizado.

Flexión a los 24 meses	Media (Mín. – Máx.) (grados)	R Squared	p
Elevación del nivel de la línea articular	-0.51 (-4.94 - 3.91)	0.05	0.82
Descenso del nivel de la línea articular	---	---	---
IV normal (0.15 a 0.27)	5.14 (0.81 - 9.46)	0.05	0.02
IV alto (>=0.28)	---	---	---
IV bajo (<0.15)	-4.81 (-15.26 - 5.62)	0.05	0.36

Tabla 24. Análisis multivariable de la flexión a los 24 meses de la cirugía.

10.7.5. Índice de verticalidad y flexión. En la Tabla 24 se observa el análisis multivariable con la flexión encontrada a los 24 meses de la cirugía. El análisis de efecto que tiene la variación del nivel de la línea articular tras una prótesis de rodilla con técnica navegada sobre la flexión, indica que una elevación del nivel de la línea articular, implica una flexión a los 24 meses, dada por una disminución de media de 0.51°, dato con una baja correlación clínica y estadísticamente no significativos (IC 95% -4.94° a 3.91°; p 0,82). El análisis estadístico no mostró datos sobre el efecto del descenso del nivel de la línea articular y la flexión a los 24 meses. El análisis de efecto que tiene el conseguir un nivel IV dentro de parámetros normales (0.15 a 0.27), implica un aumento de media de 5.14° de la flexión tras la cirugía, dato con baja correlación clínica pero estadísticamente significativos (IC 95% 0.81° a 9.46°; p 0,02). El análisis multivariable no mostró datos sobre el efecto de una IV alto (>=0.28) y la flexión a los 24 meses tras la cirugía. El análisis de efecto que tiene el conseguir un nivel IV dentro

de parámetros bajos (<0.15), implica una disminución de media de 4.81° de flexión a los 24 meses de la cirugía, dato con baja correlación clínica y estadísticamente no significativos (IC 95% -15.26° a 5.62°; p 0,36).

10.7.6. Índice de verticalidad y contractura en flexión. En la Tabla 25 se puede observar el análisis multivariable de la contractura en flexión encontrada a los 24 meses tras la cirugía. El análisis de efecto que tiene la variación del nivel de la línea articular tras una prótesis de rodilla con técnica navegada sobre la contractura en flexión en el control de los 24 meses, indica que una elevación del nivel de la línea articular, implica una contractura en flexión a los 24 meses, dada por una disminución de media de 0.12°, dato con una alta correlación clínica pero estadísticamente no significativos (IC 95% -0.47° a 0.09°; p 0,16). El análisis estadístico no mostró datos sobre el efecto del descenso del nivel de la línea articular y la contractura en flexión a los 24 meses. El análisis de efecto que tiene el conseguir un nivel IV dentro de parámetros normales (0.15 a 0.27), implica una disminución de media de 0.46° de la contractura en flexión tras la cirugía, dato con alta correlación clínica y estadísticamente significativos (IC 95% -0.82° a 0.09°; p 0,01). El análisis multivariable no mostró datos sobre el efecto de una IV alto (>=0.28) y la contractura en flexión a los 24 meses tras la cirugía. El análisis de efecto que tiene el conseguir un nivel IV dentro de parámetros bajos (<0.15), implica un aumento de media de 0.25° en la contractura en flexión a los 24 meses de la cirugía, dato con alta correlación clínica pero estadísticamente no significativos (IC 95% -0.27° a 0.91°; p 0,25).

Contractura en flexión a los 24 meses	Media (Mín. – Máx.) (grados)	R Squared	p
Elevación del nivel de la línea articular	-0.12 (-0.47 - 0.09)	0.65	0.16
Descenso del nivel de la línea articular	---	---	---
IV normal (0.15 a 0.27)	-0.46 (-0.82 - -0.09)	0.65	0.01
IV alto (>=0.28)	---	---	---
IV bajo (<0.15)	0.25 (-0.27 - 0.91)	0.65	0.25

Tabla 25. Análisis multivariable de la contractura en flexión a los 24 meses de la cirugía.

10.7.7. Índice de verticalidad y extensión. En la Tabla 26 se puede observar el análisis multivariable de la extensión encontrada a los 24 meses tras la cirugía. El análisis de efecto que tiene la variación del nivel de la línea articular tras una prótesis de rodilla con técnica navegada sobre la extensión en el control de los 24 meses, indica que una elevación del nivel de la línea articular, implica una extensión a los 24 meses, dada por una disminución de media de 0.0006°, dato con una baja correlación clínica y estadísticamente no significativos (IC 95% -0.2224° a 0.2212°; p 0,99). El análisis

estadístico no mostró datos sobre el efecto del descenso del nivel de la línea articular y la extensión a los 24 meses. El análisis de efecto que tiene el conseguir un nivel IV dentro de parámetros normales (0.15 a 0.27), implica un aumento de media de 0.04° de la extensión tras la cirugía, dato con baja correlación clínica y estadísticamente no significativos (IC 95% -0.48° a 0.57°; p 0,87). El análisis de efecto que tiene el conseguir un nivel IV dentro de parámetros altos (≥ 0.28), implica un aumento de media de 0.08° en la extensión a los 24 meses de la cirugía, dato con baja correlación clínica y estadísticamente no significativos (IC 95% -0.45° a 0.62°; p 0,76). El análisis multivariable no mostró datos sobre el efecto de una IV bajo (< 0.15) y la extensión a los 24 meses tras la cirugía.

Extensión a los 24 meses	Media (Mín. – Máx.) (grados)	R Squared	p
Elevación del nivel de la línea articular	-0.0006 (-0.2224 - 0.2212)	0.001	0.99
Descenso del nivel de la línea articular	---	---	---
IV normal (0.15 a 0.27)	0.04 (-0.48 - 0.57)	0.001	0.87
IV alto (≥ 0.28)	0.08 (-0.45 - 0.62)	0.001	0.76
IV bajo (< 0.15)	---	---	---

Tabla 26. Análisis multivariable de la extensión a los 24 meses de la cirugía.

EVA de los 24 meses	Media (Mín. – Máx.) (puntos)	R Squared	p
Elevación del nivel de la línea articular	0.06 (-0.16 - 0.29)	0.13	0.56
Descenso del nivel de la línea articular	---	---	---
IV normal (0.15 a 0.27)	-0.51 (-0.74 - -0.29)	0.13	< 0.001
IV alto (≥ 0.28)	---	---	---
IV bajo (< 0.15)	-0.37 (-0.91 - 0.16)	0.13	0.17

Tabla 27. Análisis multivariable de la EVA de los 24 meses tras la cirugía.

10.7.8. Índice de verticalidad y escala visual análoga. En la Tabla 27 se puede observar el análisis multivariable de la EVA a los 24 meses tras la cirugía. El análisis de efecto que tiene la variación del nivel de la línea articular tras una prótesis de

rodilla con técnica navegada sobre la EVA a los 24 meses, indica que una elevación del nivel de la línea articular, implica un aumento de media de 0.06 puntos en la EVA a los 24 meses, dato con una baja correlación clínica y estadísticamente no significativos (IC 95% -0.16 a 0.29; p 0,56). El análisis estadístico no mostró datos sobre el efecto del descenso del nivel de la línea articular y la EVA a los 24 meses. El análisis de efecto que tiene el conseguir un nivel IV dentro de parámetros normales (0.15 a 0.27), implica una disminución de media de 0.51 puntos en la EVA tras la cirugía, dato con baja correlación clínica pero estadísticamente significativos (IC 95% -0.74 a 0.29; p <0.001). El análisis multivariable no mostró datos sobre el efecto de una IV alto (≥ 0.28) y la EVA a los 24 meses tras la cirugía. El análisis de efecto que tiene el conseguir un nivel IV dentro de parámetros bajos (< 0.15), implica una reducción de media de 0.37 puntos en la EVA a los 24 meses de la cirugía, dato con baja correlación clínica y estadísticamente no significativos (IC 95% -0.91 a 0.16; p 0,17).

Escala de Oxford 24 meses	Media (Mín. – Máx.) (puntos)	R Squared	p
Elevación del nivel de la línea articular	-0.82 (-1.68 - 0.02)	0.55	0.05
Descenso del nivel de la línea articular	---	---	---
IV normal (0.15 a 0.27)	-2.71 (-3.60 - -1.82)	0.55	<0.001
IV alto (≥ 0.28)	---	---	---
IV bajo (< 0.15)	0.01 (-2.05 - 2.09)	0.55	0.98

Tabla 28. Análisis multivariable de la Escala de Oxford a los 24 meses tras la cirugía.

10.7.9. Índice de verticalidad y escala de Oxford. En la Tabla 28 se puede observar el análisis multivariable de la Escala de Oxford a los 24 meses tras la cirugía. El análisis de efecto que tiene la variación del nivel de la línea articular tras una prótesis de rodilla con técnica navegada sobre el cambio en la escala de valoración funcional de Oxford, indica que una elevación del nivel de la línea articular, implica una mejoría en la puntuación funcional, dada por una disminución de media de 0.82 puntos en la Escala de Oxford (IC 95% -1.68 a 0.02; p 0,05), dato con una fuerte correlación clínica. El análisis estadístico no mostró datos sobre el efecto del descenso del nivel de la línea articular y la Escala de Oxford a los 24 meses. Se encontró además un efecto fuerte entre los pacientes con un nivel de la línea articular dentro de los rangos de normalidad (0.15 y 0.27) y la valoración funcional, estableciendo que tener un nivel de LA dentro de parámetros normales (IV Normal), implica una mejoría en la puntuación funcional, dada por una disminución media de 2.71 puntos (IC 95% -3.60 a -1.82; p <0.001). El análisis multivariable no mostró datos sobre el efecto de un IV alto (≥ 0.28) y la Escala de Oxford a los 24 meses tras la cirugía. El análisis de efecto que tiene el conseguir un nivel IV dentro de parámetros bajos (< 0.15), implica un aumento de media de 0.01 puntos en la Escala de Oxford a los 24 meses, lo que implica una peor puntuación

funcional, dato con alta correlación clínica pero estadísticamente no significativos (IC 95% -2.05 a 2.09; p 0,98).

En la tabla 29 se puede observar el análisis multivariable de la pregunta 5 de Escala de Oxford a los 24 meses tras la cirugía. El análisis de efecto que tiene la variación del nivel de la LA tras una ATR sobre la valoración funcional fémoro-rotuliana, indica que una elevación del nivel de la LA, implica una mejoría en la puntuación funcional, dada por una disminución de media de 0.18 puntos en la pregunta número cinco de la Escala Oxford (IC 95% -0.36 a -0.02; p 0,04). El análisis estadístico no mostró datos sobre el efecto del descenso del nivel de la línea articular y la pregunta cinco de la Escala de Oxford a los 24 meses. Se encontró un efecto fuerte entre los pacientes con un nivel de la LA dentro de los rangos de normalidad (0.15 y 0.27) y la valoración de la función fémoro-rotuliana, estableciendo que tener un nivel de LA dentro de parámetros normales (IV Normal), implica una mejoría en la puntuación funcional fémoro-rotuliana, dada por una disminución media de 0.67 puntos menos (IC 95% -0.86 a -0.48; p <0.001). El análisis multivariable no mostró datos sobre el efecto de un IV alto (≥ 0.28) y la pregunta cinco de la Escala de Oxford a los 24 meses tras la cirugía. El análisis de efecto que tiene el conseguir un nivel IV dentro de parámetros bajos (< 0.15), implica una disminución de media de 0.41 puntos en la pregunta cinco de la Escala de Oxford a los 24 meses, lo que implica una mejoría funcional, dato con alta correlación clínica pero estadísticamente no significativos (IC 95% -0.86 a 0.02; p 0,98).

Pregunta cinco de la Escala de Oxford a los 24 meses	Media (Mín. – Máx.) (puntos)	R Squared	p
Elevación del nivel de la línea articular	-0.18 (-0.36 - -0.02)	0.51	0.04
Descenso del nivel de la línea articular	---	---	---
IV normal (0.15 a 0.27)	-0.67 (-0.86 - -0.48)	0.51	<0.001
IV alto (≥ 0.28)	---	---	---
IV bajo (< 0.15)	-0.41 (-0.86 - 0.02)	0.51	0.98

Tabla 29. Análisis multivariable de la pregunta 5 de la Escala de Oxford a los 24 meses tras la cirugía.

10.7.10. Índice de verticalidad, escala de Oxford, escala visual análoga e índice de masa corporal. En la Tabla 30 se puede observar el análisis multivariable del índice de masa corporal. El análisis de efecto que tiene la variación del nivel de la línea articular tras una prótesis de rodilla con técnica navegada sobre el índice de masa corporal, indica que una elevación del nivel de la línea articular, implica un grupo de pacientes con un IMC de media de 1.18 puntos superior que el resto de pacientes del estudio (IC 95% -2.60 a 0.22; p 0,09), dato sin correlación clínica y estadísticamente no significativos. El análisis estadístico no mostró datos sobre el efecto

del descenso del nivel de la línea articular y el índice de masa corporal. El análisis de efecto indica que los pacientes con un nivel de la línea articular dentro de los rangos de normalidad (0.15 y 0.27) implica un grupo de pacientes con un IMC de media de 0.41 puntos inferior que el resto de pacientes del estudio (IC 95% -1.78 a 0.96; p 0,55), dato sin correlación clínica y estadísticamente no significativos. El análisis multivariable no mostró datos sobre el efecto de un IV alto (≥ 0.28) y el índice de masa corporal. El análisis de efecto que tiene el conseguir un nivel IV dentro de parámetros bajos (< 0.15), implica una disminución de media 1.21 puntos en el IMC, dato sin correlación clínica y estadísticamente no significativos (IC 95% -4.53 a 2.11; p 0,47). El análisis de efecto que tiene el conseguir una puntuación de escala de Oxford satisfactoria a los 24 meses tras la cirugía, implica un aumento de media de 3.59 puntos en el IMC, dato sin correlación clínica y estadísticamente no significativos (IC 95% -1.92 a 9.11; p 0,20). El análisis de efecto que tiene el conseguir una puntuación de la pregunta cinco de la escala de Oxford satisfactoria a los 24 meses tras la cirugía, implica un aumento de media de 2.54 puntos en el IMC, dato sin correlación clínica y estadísticamente no significativos (IC 95% -2.04 a 7.13; p 0,27). El análisis de efecto que tiene el conseguir una puntuación de la escala visual análoga satisfactoria a los 24 meses tras la cirugía, implica un aumento de media de 2.51 puntos en el IMC, dato sin correlación clínica y estadísticamente no significativos (IC 95% -2.11 a 7.14; p 0,28).

Índice de masa corporal	Media (Mín. – Máx.) (grados)	R Squared	p
Elevación del nivel de la línea articular	1.18 (-2.60 - 0.22)	0.03	0.09
Descenso del nivel de la línea articular	---	---	---
IV normal (0.15 a 0.27)	-0.41 (-1.78 - 0.96)	0.03	0.55
IV alto (≥ 0.28)	---	---	---
IV bajo (< 0.15)	-1.21 (-4.53 - 2.11)	0.03	0.47
Escala de Oxford 24 meses	3.59 (-1.92 - 9.11)	0.03	0.20
Pregunta cinco de la Escala de Oxford a los 24 meses	2.54 (-2.04 - 7.13)	0.03	0.27
EVA de los 24 meses	2.51 (-2.11 - 7.14)	0.03	0.28

Tabla 30. Análisis multivariable del índice de masa corporal.

10.8. Resumen de análisis multivariable

Los datos que presentaron una correlación fuerte ($R^2 \geq 0,50$) y que fueron estadísticamente significativos ($p \leq 0,05$) son los expuestos a en la tabla 30. El análisis de efecto que tiene la variación del nivel de la línea articular tras una prótesis de rodilla con técnica navegada sobre el cambio en la escala de valoración funcional de Oxford, indica que una elevación del nivel de la línea articular, implica una mejoría en la puntuación funcional, dada por una disminución de media de 0.82 puntos en la Escala de Oxford (IC 95% -1.68 a 0.02; $p < 0,05$). Se encontró además un efecto fuerte ($R^2 0.55$) entre los pacientes con un nivel de la línea articular dentro de los rangos de normalidad (0.15 y 0.27) en las mediciones radiográficas postquirúrgicas a los 24 meses tras la cirugía y la valoración funcional, estableciendo que tener un nivel de LA dentro de parámetros normales (IV Normal), implica una mejoría en la puntuación funcional, dada por una disminución media de 2.71 puntos menos (IC 95% -3.60 a -1.82; $p < 0.001$).

El análisis de efecto que tiene la variación del nivel de la LA tras una ATR sobre la valoración funcional femorrotuliana, indica que una elevación del nivel de la LA, implica una mejoría en la puntuación funcional, dada por una disminución de media de 0.18 puntos en la pregunta número cinco de la Escala Oxford (IC 95% -0.36 a -0.02; $p < 0,04$). Se encontró un fuerte efecto ($R^2 0.51$) entre los pacientes con un nivel de la LA dentro de los rangos de normalidad (0.15 y 0.27) en las mediciones radiográficas postquirúrgicas a los 24 meses y la valoración de la función femorrotuliana, estableciendo que tener un nivel de LA dentro de parámetros normales (IV Normal), implica una mejoría en la puntuación funcional femorrotuliana, dada por una disminución media de 0.67 puntos menos (IC 95% -0.86 a -0.48; $p < 0.001$).

Variaciones en el nivel de la línea articular	Escala de Oxford Media (Mín. – Máx.) (puntos)	Función femorrotuliana Media (Mín. – Máx.) (puntos)	Contractura en flexión Media (Mín. – Máx.) (grados)	R^2	p
Elevación del nivel de la línea articular	-0.82 (-1.68 - 0.02)	---	---	0.55	0.05
IV Normal (0.15 y 0.27)	-2.71 (-3.60 - -1.82)	---	---	0.55	<0.001
Elevación del nivel de la línea articular	---	-0.18 (-0.36 - -0.02)	---	0.51	0.04
IV Normal (0.15 y 0.27)	---	-0.67 (-0.86 - -0.48)	--	0.51	<0.001
IV Normal (0.15 y 0.27)	---	---	-0.46 (-0.82 - -0.09)	0.65	0.01

Tabla 31. Análisis multivariable.

Por último, se encontró un fuerte efecto ($R^2 0.65$) en la variación del nivel de la LA tras una prótesis de rodilla con técnica navegada sobre el rango de movilidad clínica en el control de los 24 meses posterior a la cirugía. Esto indica que tener un nivel de LA

dentro de parámetros normales (IV Normal), implica una disminución de los grados de contractura de la rodilla operada, dada por una disminución media de 0.46° menos (IC 95% -0.82° a -0.09° ; p 0.01).

11. DISCUSIÓN

11.1. Serie de pacientes

El sujeto de estudio típico de esta investigación es una mujer de 72 años con gonartrosis derecha, una altura de 1.59 m. y un peso de 75 Kg. Esto coincide con lo publicado por Singh⁽¹⁷¹⁾ el cual afirma que la tasa de ATR ha aumentado constantemente desde su introducción, muestra un número mayor de este procedimiento entre las mujeres, y que la tasa generalmente aumentaba con la edad. En referencia a la edad de nuestra población de estudio, Jones⁽⁸⁷⁾ en su estudio sobre el efecto de la edad en el dolor, la función y la calidad de vida después de una ATR, encontró que a medida que aumentan las tasas de utilización de este procedimiento existen dudas en realizar esta cirugía en pacientes muy mayores. El objetivo de su estudio fue comparar los resultados de calidad de vida relacionados con el dolor, la funcionalidad y la salud después de la ATR en un grupo de pacientes mayores (≥ 80 años) y un grupo de pacientes más jóvenes (55-79 años). En sus resultados no hubo diferencias relacionadas con la edad en el dolor articular, la función o la calidad de vida medidas a los 6 meses tras la cirugía. Los dos grupos tuvieron un número comparable de trastornos comórbidos y complicaciones, pero los del grupo de mayor edad tenían más probabilidades de ser ingresados en un centro de cuidados donde realizaban rehabilitación. Independientemente de la edad, los pacientes de ambos grupos no lograron una salud física global comparable con la población general para su edad y el sexo. La edad por sí sola no es un factor que afecta el resultado de la ATR y no debe ser un factor limitante al momento de indicarla. La población de nuestro estudio tiene las características del grupo de pacientes más jóvenes del estudio de Jones.

Lohmander⁽¹¹²⁾ publicó un estudio para determinar la relación entre el índice de masa corporal (IMC) y la incidencia de artrosis de rodilla severa que requerían ATR. En su estudio incluyó 471 individuos con gonartrosis y realizó un ajuste por edad, sexo, tabaquismo y actividad física, para encontrar el riesgo relativo de la artrosis de rodilla. En sus resultados encontró que todas las variables se asociaron con la incidencia de gonartrosis, pero en la que mayor riesgo relativo se observó fue para el IMC. En sus resultados encuentra un vínculo importante entre el sobrepeso y la biomecánica de la rodilla que aumenta el riesgo de gonartrosis tanto en hombres como en mujeres. En nuestro trabajo de investigación, la media de los sujetos de estudio, tenían sobrepeso con un IMC de 29.86 Kg./m², pudiendo asociar también en nuestro estudio este sobrepeso al aumento en el riesgo de gonartrosis.

El 7.59 % de nuestra población de estudio tuvo un diagnóstico de enfermedad reumática crónica. Sabemos que la morbilidad asociada está bien documentada y que el daño articular (artrosis) es la principal causa de dolor crónico y discapacidad física en la población⁽⁵⁸⁾. Se pueden producir trastornos inflamatorios, como la artritis reumatoide, presente en el 4.14 % de nuestra población de estudio, con una mortalidad mayor⁽¹³¹⁾. La razón principal de esta mortalidad elevada es la enfermedad cardiovascular, aunque las muertes por infecciones, enfermedades respiratorias y trastornos gastrointestinales

también se encuentran elevadas⁽⁶⁷⁾. En esta investigación durante el seguimiento medio de 24 meses no se observaron casos de muerte. Nüesch⁽¹³⁵⁾ en su estudio examinó todas las causas de mortalidad en pacientes con artrosis de rodilla y cadera, incluyó 1163 pacientes. La tasa de mortalidad fue estandarizada por edad y sexo con un seguimiento de 14 años de media. Encontró que los pacientes con artrosis presentaron aumento de la mortalidad en comparación con la población general, y que este aumento se observó en todas las causas de muerte específicas de la artrosis, pero fue particularmente más elevada en las enfermedades cardiovasculares y la demencia. La mortalidad aumentó con el aumento de la edad, el sexo masculino, antecedentes de diabetes, cáncer, y discapacidad al caminar. En este estudio, el 92.41% tuvo un diagnóstico de artrosis de rodilla primario y durante el seguimiento medio de 24 meses no se observaron casos de muerte, a pesar de su mayor riesgo, en comparación con la población general.

En este estudio se determinó de forma objetiva el nivel de destrucción articular radiográfica, con la clasificación descrita por Kellgren y Lawrence⁽⁹⁹⁾, la cual es universalmente aceptada. Petersson⁽¹⁵⁰⁾ en su estudio, determinó la prevalencia de artrosis de rodilla en radiografías en personas entre 35-54 años de edad con dolor crónico utilizando dos sistemas radiográficos diferentes. Realizó una encuesta postal aleatoria en una población de un distrito del sur de Suecia, seguida de un examen clínico y de un examen radiográfico para evaluar y diagnosticar gonartrosis. Tuvo en cuenta los criterios de Ahlbäck sobre el estrechamiento del espacio articular y la clasificación de Kellgren y Lawrence para artrosis de rodilla. Encontró que la prevalencia de gonartrosis radiográfica combinada con dolor crónico en personas entre 35-54 años fue de alrededor el 1% utilizando los sistemas de clasificación de Kellgren y Lawrence o Ahlbäck. Esta clasificación fue utilizada en nuestro estudio, en las radiografías AP y lateral de rodilla medidas por dos especialistas de forma independiente. Los datos obtenidos fueron comparados y no se encontraron discrepancias en los criterios de clasificación, a pesar de lo publicado por autores como Schiphof⁽¹⁶⁴⁾ que en su trabajo sobre las diferencias en las descripciones de los grados Kellgren y Lawrence para la artrosis de rodilla, afirma que la aplicación correcta de este sistema de clasificación es difícil, debido a la inexacta redacción de las descripciones. Sus resultados indican que los principales estudios de cohortes sobre artrosis no están de acuerdo entre sí e incluso, que hay desacuerdo entre la definición y clasificación de la artrosis basándose en el sistema original de Kellgren y Lawrence.

La rodilla típica del sujeto de estudio de este trabajo de investigación tenía en el momento de la primera consulta una deformidad en varo de 6°, con una flexión de 100° y extensión de 4°. Los grados de deformidad de la rodilla se encontraron reflejados en la historia clínica del paciente, en la medición del eje fémoro-tibial y en las telerradiografías prequirúrgicas. La utilización de esta telerradiografía la avalan estudios como el de Petersen⁽¹⁴⁹⁾ que realizó una evaluación radiográfica de la alineación de la rodilla tras una ATR. Analizó radiografías anteroposteriores en carga (chasis de 14×17 pulgadas) y telerradiografías (51 pulgadas) de un grupo aleatorio de 50 pacientes sometidos ATR entre enero de 1985 y junio de 1986. El ángulo tibiofemoral medio en los chasis de 14×17 pulgadas fue de 5,8° de valgo, en comparación con 7,2° de valgo en las telerradiografías. Esta discrepancia de 1,4° tenía una desviación estándar de 2,2°, enfatizando la variabilidad de la medición en cualquier caso individual.

Moreland⁽¹²⁸⁾ estudió la alineación del eje de los miembros inferiores de veinticinco voluntarios masculinos normales cuya edad media fue de treinta años, utilizando una telerradiografía. Se encontró una media de 1,5° en la rodilla derecha y 1,1° en la rodilla izquierda de varo en el eje mecánico de la extremidad, además encontró que el eje no pasó por del centro de la rodilla. La importancia de estas publicaciones radica, en que al igual que este estudio, utilizan telerradiografías para realizar sus mediciones.

11.2. Tipo de implante

Un aspecto interesante a tener en cuenta en el grupo con diagnóstico de gonartrosis secundaria a una artropatía inflamatoria es la indicación para hacer un recubrimiento rotuliano (colocación de un botón rotuliano) durante la ATR. Este recubrimiento no se realizó en nuestro estudio. Las indicaciones tradicionales para el recubrimiento rotuliano estaban basadas en numerosos factores^(13, 25) como edad, peso, género, anomalía rotuliana, calidad del cartílago articular, dolor anterior de la rodilla antes de la cirugía, artropatía inflamatoria y hallazgos radiológicos. En la actualidad no existen indicaciones absolutas para realizar un recubrimiento rotuliano, pero se han propuesto numerosas indicaciones relativas⁽¹⁶¹⁾. De todas las indicaciones para recubrimiento, la artritis inflamatoria es la más ampliamente aceptada y muchos expertos recomiendan un recubrimiento sistemático⁽¹⁰⁷⁾ en estos pacientes, aunque otros piensan que no es necesario^(26, 60). En general, los pacientes con artritis reumatoide parecen más satisfechos con los resultados de la ATR que los pacientes con artrosis, con independencia de si se ha realizado recubrimiento rotuliano⁽¹⁶¹⁾. A esta conclusión ha llegado Robertsson⁽¹⁶¹⁾ en su estudio sobre la satisfacción del paciente tras una ATR, durante un proceso de validación del Registro Sueco de Artroplastia de Rodilla (SKAR). A los pacientes registrados se les envió un cuestionario para preguntar si habían sido operados nuevamente (revisión de ATR). Esto dio la oportunidad de plantear una pregunta simple de cuatro puntos con respecto a la satisfacción del paciente. El 95% de los pacientes respondieron. Se analizaron las respuestas de los pacientes operados entre 1981 y 1995, y se encontró que sólo el 8% de los pacientes estaban insatisfechos con su ATR con un seguimiento entre 2 a 17 años tras la cirugía. La proporción de pacientes satisfechos se vio afectada por el diagnóstico preoperatorio, así los pacientes con una enfermedad crónica estaban más satisfechos que los pacientes con enfermedad de corta evolución. No hubo diferencias en la satisfacción por el tipo de procedimiento realizado (ATR o una artroplastia unicompartimental medial). La ATR con utilización de botón rotuliano tuvo una mayor proporción de pacientes satisfechos, pero esto disminuyó con el tiempo. Muchos cirujanos han adoptado un método de recubrimiento rotuliano selectivo⁽²⁶⁾, en el que la técnica habitual es no colocar botón rotuliano a menos que se cumplan los criterios selectivos siguientes: pérdida de cartílago articular, hueso expuesto, irregularidades en la superficie macroscópica, anomalías de recorrido, dolor anterior de rodilla preoperatoria, artropatía inflamatoria, dismorfismo rotuliano e inestabilidad rotuliana. El método del recubrimiento rotuliano selectivo es el criterio seguido por nuestro servicio, pero no tomando los criterios de forma aislada, sino valorando durante la intervención el cumplimiento de estos factores de forma global y su implicación en el desplazamiento femoropatelar. En nuestra población de estudio, once pacientes tuvieron diferentes diagnósticos que se agrupan entre las artropatías inflamatorias. En ninguno de estos casos, se les colocó botón rotuliano ya que tras la valoración intraquirúrgica de los factores antes descritos se consideró que no era necesario.

La elección de la prótesis adecuada para cada paciente puede ser difícil, debido al elevado número de tipos, con diferentes grados de constricción. La ventaja de aumentar el grado de constricción es la estabilidad añadida. Sin embargo, también aumenta la presión en la prótesis y en la superficie de contacto (interfase) con el hueso⁽¹⁸²⁾. En principio, hay que utilizar el menor grado de constricción que proporcione una estabilidad adecuada⁽¹⁶⁷⁾. En este estudio todas las prótesis fueron de conservación del

LCP. El diseño utilizado fue una prótesis Columbus® de BBraun Aesculap®. La utilización de prótesis de bisagra o constricción fue un criterio de exclusión del estudio, debido a que sesgaría el resultado de los test de seguimiento y evaluación clínica postquirúrgica. Se considera una ventaja en el diseño metodológico de este estudio que sólo utiliza un único diseño de prótesis.

En este estudio el tamaño medio de componente femoral utilizado fue 3. No se observó sobredimensiones de los componentes en las radiografías postquirúrgicas, como lo publica Matsumoto⁽¹²²⁾ en su estudio sobre la alineación y dimensiones de los componentes protésicos en la ATR asistida por ordenador. Revisó 60 prótesis totales de rodilla con conservación de LCP. En 30 casos utilizó una técnica navegada y en 30 controles técnica manual convencional, comparó la dimensión AP preoperatoria del cóndilo femoral con el valor postoperatorio y no encontró diferencias significativas en la dimensión AP preoperatoria del cóndilo femoral entre los dos grupos. El valor postoperatorio en el grupo con técnica navegada fue significativamente mayor que el valor preoperatorio, por lo tanto, este autor recomienda a los cirujanos que usan sistemas de navegación, que deben protegerse contra la posibilidad de sobredimensionar cuando se determina el tamaño del componente femoral.

Vaidya⁽¹⁷⁵⁾ publicó un artículo interesante sobre las mediciones antropométricas para diseñar componentes de la prótesis total de rodilla para la población de India. Realizó un estudio con TAC para diseñar componentes femorales en 86 rodillas que coincidían con los estándares sugeridos por el Consejo Indio de Investigación Médica de 1990. Los pacientes fueron clasificados en 3 grupos basados en el diámetro AP del fémur (<55 mm, 55-59 mm, y >59 mm). En sus resultados encontró que la mayoría de hombres indios (86.8%) podrían tener el componente femoral adecuado para su ATR con los diseños disponibles, pero un número estadísticamente significativo de mujeres (60,4%, $p < 0,001$), tenían diámetros AP de fémur menores que los componentes femorales disponible (55 mm). La prótesis utilizada en este estudio, tiene dentro de sus características, un componente femoral asimétrico, con 2 tetones antirotatorios, un diseño de la tróclea con orientación anatómica con un surco troclear amplio y profundo para reducir el estrés de compresión y cizallamiento, así como la luxación rotuliana, y hasta 13 tamaños disponibles⁽⁹⁵⁾. En todas las intervenciones quirúrgicas de este estudio se contó con el tamaño del componente requerido.

Referente al plato tibial, Cheng⁽³⁶⁾ en su publicación sobre un nuevo enfoque para el diseño del componente tibial en prótesis total de rodilla, se planteó como objetivo mejorar el diseño de las prótesis y desarrollar una nueva técnica para el diseño del componente tibial. En su estudio un cirujano experto operó 79 pacientes con artrosis de rodilla realizando una ATR con conservación de LCP. Durante la cirugía se midieron cuatro dimensiones que se compararon. Estas fueron: la longitud anteroposterior y el ancho mediolateral de la meseta tibial resecada, y la longitud anteroposterior y el ancho mediolateral del implante tibial. Los datos de los pacientes se trazaron en un sistema de coordenadas y se utilizó un círculo de 5 mm de diámetro como criterio de cobertura máxima. Se valoraron cinco prótesis contemporáneas y un nuevo producto de diseño para examinar los datos. A partir de los resultados se calculó el porcentaje de cobertura de los pacientes. Dentro de sus resultados encontró que la relación entre la longitud anteroposterior y la anchura mediolateral de la superficie resecada del plato tibial fue mayor que la de las prótesis estudiadas ($P < 0,05$). Sus resultados mostraron que ninguno

de los productos del mercado cumplieran con más del 70% del criterio de cobertura, y diseñó una relación diferente entre la longitud anteroposterior y la anchura mediolateral para lograr una cobertura en el 90% de los pacientes. Una explicación posible para esta discrepancia entre las superficies resecaadas y el tamaño de los implantes, es que los pacientes con artrosis desarrollan deformidades en la rodilla que cambian la superficie de la meseta tibial y por lo tanto alteran las dimensiones de la rodilla. Por tanto, las dimensiones de las superficies tibiales resecaadas deben considerarse en el diseño del componente tibial de las prótesis. En este estudio, el tamaño medio del componente del plato de tibia utilizado fue de 2. Se contó con once tamaños de implantes, que en todos los casos se adaptaron a lo requerido. Los implantes tibiales tenían unas aletas antirotatorias para fijación ósea que permiten una correcta transmisión de fuerzas y estabilidad⁽⁹⁵⁾.

En referencia al polietileno, en los resultados se observó una baja correlación clínica pero con un nivel de significancia estadística que merece ser analizado, se observó una correlación entre los pacientes a quienes se les elevó el nivel de la LA y los pacientes a quienes se les llevó el nivel de la LA dentro de un parámetro de IV bajo (<0.15) ya que estos dos grupos necesitaron un tamaño de polietileno de media 0.85 (IC 95% 0.06 a 1.64; p 0,03) y 0.64 (IC 95% -1.21 a 2.50; p 0,49) mayor que el resto de pacientes del estudio, se debe aclarar que un IV bajo incluye un grupo de pacientes con una elevación del nivel de la LA importante con un $IV < 0.15$ puntos. Se podría afirmar que a mayor resección de fémur distal mayor tamaño de polietileno utilizado.

En el Consenso SECOT sobre artroplastia de rodilla dolorosa⁽¹⁷⁶⁾, donde se valoran las opiniones de 21 expertos en cirugía de rodilla, mediante la metodología Delphi de cuestionarios en 2 rondas sucesivas, en el escenario de una inestabilidad en flexión y extensión, a pesar de no haber un consenso entre los expertos sobre una mejoría al sustituir el polietileno por otro más grueso como sí lo apoya la bibliografía⁽⁶²⁾, se realizó el siguiente análisis: el objetivo de la resección ósea es conseguir un espacio idéntico en flexión y extensión⁽¹⁵⁸⁾, y debe ser de forma rectangular y no trapezoidal según trabajos de Laskin⁽¹⁰⁵⁾. El corte tibial afecta de igual manera a los espacios en flexión y extensión y, por tanto, el grosor del inserto de polietileno es crucial para dar tensión a los tejidos blandos y complejos ligamentosos medial y lateral⁽⁴³⁾. Hay que tener en cuenta que un aumento excesivo de la altura del polietileno puede provocar una patela baja por elevar el nivel de la línea articular y, por el contrario, una disminución del grosor del inserto puede dejar una inestabilidad tanto en flexión como en extensión⁽¹²⁴⁾.

En este estudio se encontró un grupo de pacientes en los que se observó una correlación entre un nivel IV dentro de parámetros normales (0.15 a 0.27), y la utilización de un tamaño de polietileno de media 0.48 (IC 95% -1.25 a 0.28; p 0,21) menor que el resto de pacientes del estudio. Contrario a lo publicado por Engh⁽⁵³⁾ en su estudio sobre el desgaste del polietileno reforzado con metal en prótesis total y unicompartimental, en donde examinaron 86 insertos de polietileno, extraídos de prótesis totales y unicompartimental de rodilla después de un promedio de 39.5 meses, en el 51% de los implantes se observó un desgaste severo con deformación asociada y falta de congruencia. En algunas áreas del polietileno se asoció con delaminación en zonas de carga de insertos finos. El autor recomienda el uso de insertos de polietileno más gruesos, particularmente en pacientes activos. En este estudio el tamaño medio utilizado fue 12. El implante que utilizamos está respaldado por publicaciones que demuestran un

mínimo desgaste del polietileno⁽²⁹⁾ para conseguir una larga durabilidad⁽⁹⁵⁾. Tiene un borde central anterior biselado que evita conflicto con el tendón rotuliano y un platillo tibial con sistema de seguridad de anclaje del polietileno a nivel anterior, posterior y medio lateral.

11.3. Navegación

Todas las cirugías fueron realizadas por el mismo cirujano ortopédico experto en artroplastia de rodilla con técnica navegada, se realizaron sin isquemia, con profilaxis antibiótica, 1 gramo de cefazolina y con un abordaje longitudinal medial que se continuaba parapatelar medial. Todas las rodillas fueron implantadas utilizando el mismo sistema de navegación OrthoPilot®, lo que permitió contar con un grupo de estudio homogéneo.

En referencia a los cortes óseos, en nuestro estudio la media de resección en el platillo tibial medial fue de 3.3 mm y en el cóndilo medial femoral distal de 7 mm. La suma de estos dos valores sería 10.3 mm de resección ósea en el lado medial. Este valor no equivale al espacio total en extensión medial, ya que hay que sumarle el espacio proporcionado por la distracción durante el balance de partes blandas. La misma consideración se realiza en el lado lateral. En este estudio la media de resección en el platillo tibial lateral fue de 6.6 mm y en el cóndilo lateral femoral distal de 6.54 mm. La suma de estos dos valores es de 13.14 mm de resección ósea en el lado lateral, y este valor no es el espacio total en extensión lateral ya que habría que incluir la medida dada por la distracción en el momento del balance de partes blandas.

Otro aspecto a considerar, es que según la técnica quirúrgica, durante la adquisición de datos en la ATR con técnica navegada en lo referente a la palpación de la meseta tibial, al colocar el puntero en la meseta tibial medial y a continuación registrar la meseta tibial lateral, la recomendación es recurrir a puntos de referencia significativos, como los puntos más profundos del lado más deteriorado y de la línea articular. Éste es el punto cero a partir del cual nos informa el navegador donde realizamos el corte en tibia. Esta consideración antes descrita es importante tenerla en cuenta.

Siguiendo la técnica quirúrgica de la ATR navegada para explicar el espacio que se le debe sumar a los cortes óseos, para conseguir un espacio suficiente para una prótesis, hay que considerar la medición del espacio articular en flexión y en extensión. Por tanto, es importante que antes de medir este espacio se deben eliminar los osteofitos que puedan afectar la tensión de los ligamentos y de la cápsula, tras lo cual se introduce el distractor tanto como sea posible entre la resección tibial y los cóndilos femorales distales con la pierna extendida todo cuanto sea posible (dentro de un rango de 0°–10°). Las placas de distracción deben colocarse planas sobre la resección tibial para que la medición sea exacta. Se debe separar los lados medial y lateral sucesivamente con ayuda de las pinzas de distracción, aplicando exactamente la misma fuerza en cada lado. En la pantalla del navegador se muestran los valores de los espacios medial y lateral, así como el eje mecánico de la pierna, que da información exacta sobre el equilibrio de los ligamentos, y es la longitud que se le debe sumar a los cortes óseos para contar con el espacio real donde se coloca el implante. Se debe confirmar y grabar estos valores, y a continuación, se realiza el mismo procedimiento con la rodilla en flexión con un rango entre 85°–95° para separar los lados medial y lateral sucesivamente con ayuda de las pinzas de distracción, aplicando exactamente la misma fuerza a ambos lados. En la pantalla del navegador aparecerán los espacios medial y lateral en flexión, y es importante saber que, si se realiza una liberación de las partes blandas tras registrar la medición de los espacios, se debe repetir esta medición en extensión y flexión, como es

habitual hacerlo durante la intervención, hasta lograr un espacio lo más equilibrado posible.

En resumen, tras el corte del platillo tibial y con un balance de espacio articular en flexión y extensión, se calcula con ayuda del navegador la menor resección de fémur distal, para conseguir así una prótesis balanceada con el mayor ahorro óseo posible, que se refleja en un menor tamaño de polietileno. En la prótesis Columbus® utilizada en nuestro estudio, el espacio mínimo requerido para colocar el implante es de 19 mm., el grosor del componente femoral es de 9 mm y el grosor del implante de tibia junto al polietileno de menor tamaño es de 10 mm⁽⁹⁵⁾. Consideramos que fue importante para este estudio tener estas variables de cantidad de hueso resecado, que como se ha explicado antes, es proporcionada por el sistema de navegación de forma objetiva y valorada en milímetros. Un aspecto interesante a destacar es que el 88.07% de los pacientes tuvieron un eje fémoro-tibial prequirúrgico en varo, lo que se correlaciona con menos resección en el platillo medial (3.3 mm de media) y mayor resección en el platillo lateral (6.6 mm de media) para poder corregir la deformidad.

Compartimos lo publicado por Rodríguez Merchán⁽¹⁶²⁾ que recomienda, que al planificar una prótesis de rodilla, se debe tenerse en cuenta el estado de las partes blandas, los defectos óseos existentes y la valoración radiográfica preoperatoria. Afirma que toda cirugía protésica de rodilla debe tener los siguientes objetivos fundamentales: conservar hueso, conseguir la estabilidad del implante, obtener una interlínea articular anatómica, y conseguir la estabilidad en flexo-extensión.

11.4. Postoperatorio

Un estudio interesante de Piscitelli⁽¹⁵²⁾ sobre la carga socioeconómica de la artroplastia total de rodilla en la población italiana, con un análisis de 5 años basado en registros de hospitalización, encontró que la media de estancia hospitalaria para la artroplastia de rodilla sin complicaciones disminuyó de 14 días en 2001 a 11 días en 2005 (13,5 días en 2002, 12,1 días en 2003 y 11,5 días en 2004), y la estancia hospitalaria observada para los hospitales privados fue menor que la mostrada por los hospitales públicos. Cram⁽⁴²⁾ en su estudio sobre el volumen de ATR, utilización y resultados entre beneficiarios de Medicare entre 1991 a 2010, muestra que la estancia hospitalaria disminuyó de 7,9 días (IC del 95%, 7,8-7,9) en el período 1991-1994 a 3,5 días (IC del 95%, 3,5-3,5) en 2007-2010 ($p < 0,001$), cifras similares a las de este estudio que se desarrolla entre 2009 y 2010 con una estancia hospitalaria media de 3 días.

El uso de drenaje con succión tras una artroplastia es una práctica común. Las ventajas teóricas para su uso, son una reducción en los hematomas de las heridas quirúrgicas y de la infección. Parker⁽¹⁴²⁾ publica un meta-análisis con el objetivo de determinar las ventajas y efectos adversos en los drenajes quirúrgicos con succión tras una artroplastia de cadera y rodilla, se incluyeron 18 estudios con 3689 heridas quirúrgicas. Los resultados indicaron que no había diferencia estadística significativa para complicaciones de la herida entre los pacientes a los que se les colocaba un drenaje y los que no se les colocaba. Con respecto a la ocurrencia de infección (riesgo relativo de 0,73; IC del 95% de 0,47 a 1,14) y de hematoma en la herida quirúrgica (riesgo relativo de 1,73; IC del 95% de 0,74 a 4,07), las heridas con mayor drenaje se las asoció con una necesidad significativamente mayor de transfusión (riesgo relativo de 1,43; IC del 95% de 1,19 a 1,72). El refuerzo en el vendaje de las heridas fue requerido con mayor frecuencia en el grupo de pacientes intervenidos sin colocar drenajes. No se observaron diferencias entre los dos grupos con respecto al edema en las extremidades, la trombosis venosa profunda o la mayor estancia hospitalaria. El autor afirma que los estudios hasta la fecha de su meta-análisis indican que el drenaje con succión aumenta los requerimientos de transfusión después de la artroplastia de cadera y rodilla, y no tienen mayores beneficios. En nuestra serie de pacientes se utilizó de forma sistemática drenaje con succión lo que puede justificar la media de drenaje de casi medio litro en 24 horas y la tasa de transfusión de aproximadamente media bolsa de CH por paciente.

El drenaje prolongado a través de la herida quirúrgica tras una ATR se ha asociado con un mayor riesgo de morbilidad postoperatoria. Patel⁽¹⁴⁴⁾ estudió los factores asociados con el drenaje prolongado tras una artroplastia total de cadera y rodilla. El propósito de su estudio fue determinar los factores farmacológicos, quirúrgicos y específicos del paciente que estaban asociados con el drenaje prolongado a través de la herida quirúrgica y la relación de estas complicaciones con la duración de la estancia hospitalaria y la tasa de infección de la herida. Realizó un estudio observacional retrospectivo de 1211 artroplastias totales de cadera primarias y 1226 ATR primarias. Los datos recogidos de forma prospectiva incluían el IMC, la pérdida de sangre durante la cirugía, el tiempo quirúrgico, el tipo de profilaxis contra la trombosis venosa profunda y la duración de la estancia hospitalaria. Se analizó la asociación de estos factores con la duración del drenaje a través de la herida quirúrgica durante el postoperatorio y se encontró que una infección aguda se desarrollaba tras 15

artroplastias totales de cadera primaria y de 10 ATR primarias con drenajes prolongados. Los pacientes con infección postoperatoria aguda se compararon con sus homólogos no infectados. Encontró una relación importante entre la obesidad mórbida y el drenaje prolongado a través de la herida quirúrgica en el grupo de artroplastia total de cadera ($p = 0,001$), pero no en el grupo de ATR ($p = 0,590$). Un mayor volumen de salida a través de la herida fue un factor de riesgo independiente en ambos grupos. Los pacientes que recibieron heparina de bajo peso molecular tuvieron un tiempo mayor de drenaje a través de la herida quirúrgica que los tratados con aspirina o los que recibieron warfarina. Esta diferencia fue significativa en el quinto día postoperatorio ($p = 0,003$) pero no en el octavo día postoperatorio. El drenaje prolongado de la herida quirúrgica resultó en una estancia hospitalaria significativamente más prolongada en ambos grupos ($p < 0,001$). Cada día de drenaje prolongado de la herida aumentó el riesgo de infección en un 42% tras una artroplastia total de cadera y un 29% tras una ATR. El autor concluye que un volumen mayor de drenaje a través de la herida quirúrgica fue el único factor de riesgo asociado con la prolongación en el tiempo del mismo en las ATR, y la obesidad fue el único factor de riesgo independiente identificado para desarrollar una infección postoperatoria tras una ATR. En el grupo de estudio no se observaron casos de drenaje prolongado de la herida quirúrgica.

Rosencher⁽¹⁶³⁾ evaluó las prácticas actuales en la utilización de sangre en la cirugía ortopédica electiva en Europa. Incluyó un total de 2640 prótesis de cadera (67%) y 1305 ATR (33%). La pérdida media de sangre estimada fue de 750 ml. Un total de 2762 pacientes (69%) recibieron transfusiones, los desencadenantes de la transfusión fueron niveles de hemoglobina de $8,93 \pm 1,83$ g/dl, y en un 21% de los pacientes, se transfundió con un nivel de hemoglobina superior a 10 g/dl. En el protocolo de estudio, el segundo día de estancia hospitalaria fue la referencia para tomar los valores de hemoglobina y hematocrito, ya que en este momento se había tomado la decisión de transfundir o no al paciente, y en caso de haber sido transfundido ya se contaba con una analítica control posterior a la transfusión.

Bierbaum⁽²¹⁾ en su publicación titulada “Un análisis del manejo sanguíneo en pacientes con artroplastia”, con una participación de 330 cirujanos ortopédicos, un total de 5562 pacientes con ATR fueron evaluados prospectivamente entre 1996 a 1997. El 39 % de los pacientes con ATR tuvo una transfusión de sangre, y de éstos, el 66 % recibió sangre autóloga y el 34 % recibió sangre alógena. El análisis de regresión demostró que los predictores más importantes para una transfusión de sangre alógena eran un bajo nivel de hemoglobina prequirúrgico y una falta de sangre autóloga donada antes de la cirugía, ya que la donación preoperatoria de sangre disminuyó el riesgo de transfusión de sangre alógena. De los pacientes que habían donado sangre antes de la cirugía, solo el 9 % la utilizaba. Además mostró en su estudio que la autotransfusión de sangre se asoció con infección ($p \leq 0,001$), sobrecarga de fluidos ($p \leq 0,001$) y aumento de la duración de la hospitalización ($p \leq 0,01$). En este estudio no se realizó programa de autotransfusión. El 31,7 % (46 pacientes) requirió una transfusión de sangre, dato similar al del estudio antes citado. Llama la atención que fue más frecuente la transfusión de dos bolsas de CH y sólo en dos casos, se transfundió una bolsa de CH.

11.5. Alineación radiográfica

Oswald⁽¹³⁸⁾ en su publicación titulada “Análisis radiológico de la alineación del fémur y la tibia previas a una ATR”, analizó la alineación en los ejes anatómicos y mecánicos de la extremidad inferior en radiografías. Encontró una diferencia entre el eje anatómico femoral y el eje mecánico del fémur de 6° de valgo. Estos resultados fueron similares a los encontrados en este estudio, que por razones metodológicas en el procesamiento estadístico se realizó una división entre ejes en valgo y varo. El valor medio de diferencia 6.35° entre los ejes anatómicos y mecánicos de pacientes en valgo y un valor medio de diferencia 6.46° entre los ejes anatómicos y mecánicos de pacientes en varo, se correlaciona con lo publicado en diferentes estudios⁽¹⁸⁸⁾, y da un mayor rigor a este estudio.

De los 145 pacientes de este estudio, en 109 pacientes se encontró reflejado en la historia clínica de la primera consulta, la medición del eje anatómico realizada con goniómetro, con el paciente de pie en carga, debido a que en todos los casos se contó con la medida del eje mecánico medido en las telerradiografías. No fue un criterio de exclusión, esta ausencia de datos. Se consideró que era de interés para este estudio hacer una correlación entre ambos valores.

El eje anatómico y el ángulo Q no son equivalentes, este último está formado por una línea que va desde la espina ilíaca antero superior (EIAS) al centro de la rótula y la línea que va desde el centro de la rótula hasta la tuberosidad anterior de la tibia y es utilizada para medir el alineamiento de las rodillas. El aumento de éste ángulo es un factor predisponente a una disfunción patelo femoral ya sea por inestabilidad o hiperpresión (Condromalacia) siendo un síntoma muy común el dolor anterior de rodilla, Walsh recomienda medir el ángulo Q con el cuádriceps contraído. Aglieti y Colaboradores encuentran un ángulo Q promedio en personas asintomáticas de 15° con una desviación estándar de +/- 3°. Los valores en la mujer son más altos que en el hombre por su pelvis más ancha y el valgo de rodilla. Insall considera valores de ángulo Q anormales los mayores o iguales a 20°, para medir el ángulo Q de forma correcta otros autores recomiendan que el paciente permanezca en decúbito supino con la extremidad inferior relajada. El examinador coloca el eje del goniómetro en el centro de la rótula con el brazo móvil sobre el fémur en dirección a la espina ilíaca anterosuperior, el otro brazo móvil en dirección a la tuberosidad de la tibia, normalmente en hombres tiene una amplitud de 10-15° y en las mujeres 10-19°. Si el ángulo es menor a los valores normales, está relacionado con una condromalacia y rótula alta; si el ángulo es mayor a los valores normales se relaciona con disfunción fémoro-rotuliana, anteversión femoral, genu valgo y torsión tibial externa^(4, 141). Por otra parte, el eje anatómico del fémur se representa por una línea imaginaria, que desde el extremo superior del trocánter mayor, se dirige al centro de la escotadura intercondílea, diferente al eje diafisario del fémur que es el que sigue la cavidad medular pasando por el centro de la diáfisis que puede ser rectilíneo pero otras veces es angular o arqueado debido a que la cavidad medular está curvada o angulada en varo o valgo y no coincide casi nunca con el eje anatómico del fémur⁽¹²⁹⁾.

En este estudio se realizó una comparación entre los valores de las variables de valgo y varo del eje anatómico medidos en la consulta prequirúrgica y registrados en la historia clínica de cada paciente, de donde se extrajeron los datos, y los valores del eje mecánico

medidos en una telerradiografía con los estándares ya descritos realizada antes de la cirugía. La diferencia entre los ejes anatómicos y mecánicos se debe al desfase de la distancia entre la diáfisis femoral y el centro de rotación de la cadera, determinado por la longitud y el ángulo del cuello femoral. Existe un ángulo en valgo de 7°. La variabilidad de este ángulo depende de la anchura de la pelvis además del desfase del cuello femoral, entre la diáfisis femoral y la tibia⁽¹⁸⁸⁾, condicionado por la altura, género y edad del individuo.

En un estudio sobre la precisión del sistema de navegación en ATR, Pitto⁽¹⁵³⁾ tuvo por objetivo desarrollar un método para evaluar la precisión de un sistema de navegación en ATR en extremidades inferiores con ejes mecánicos normales y anormales. Para esto se utilizó un fantoma que incluía las articulaciones de cadera, rodilla y tobillo. El fantoma permitió simular deformaciones en flexión/extensión, varo/valgo y rotacionales. Se utilizó un calibrador digital para medir las coordenadas con precisión, se desarrolló un programa informático para convertir estas coordenadas en una alineación de miembros inferiores y se comparó la información entre las mediciones del calibrador digital y las realizadas con el sistema de navegación. El error medio del sistema de navegación estaba dentro de 0,5° en los ejes mecánicos normales y en la alineación anormal el error estaba dentro de 1°. El estudio demuestra la exactitud in vitro del sistema de navegación en un fantoma. En nuestro estudio quisimos demostrar la exactitud del sistema de navegación en un estudio clínico y nuestros resultados fueron similares a los del estudio de Pitto. Comparamos las mediciones entre el eje mecánico de la extremidad inferior medido en una telerradiografía realizada previa a la cirugía y el eje mecánico que nos daba el sistema de navegación durante la intervención. Por motivos de estudio estadístico se realizaron, dos grupos de ejes mecánicos de la extremidad inferior, en varo y en valgo. La diferencia media en ambos grupos fue inferior a 1°, de 0.44° para el grupo de varo (IC 95% 0.22° a 0.67°; p <0,001) y de 0.92° para el grupo de valgo (IC 95% 0.50° a 1.34°; p < 0,001).

Pocos estudios han comparado el efecto de diferentes sistemas de navegación sobre la alineación postoperatoria en pacientes tras una ATR. Carli⁽³²⁾ examinó dos sistemas de navegación comparando la precisión de las mediciones intraoperatorias con la alineación postoperatoria, para detectar posibles factores como la descarga de peso durante la cirugía que pudiera afectar la alineación final. Los pacientes seleccionados fueron sometidos a una ATR unilateral realizada por un mismo cirujano utilizando dos sistemas de navegación diferentes. Se compararon los ángulos coronales de tibia y fémur al final de la cirugía y el eje mecánico con los mismos ángulos medidos en radiografías postoperatorias de pie con carga. Se realizaron dos grupos de 31 y 50 pacientes cada uno que se sometieron a la ATR con dos sistemas de navegación diferentes. Se observó una diferencia significativa en el ángulo coronal del implante de tibial de 1,29°±1,35° y en el eje mecánico de 1,59°±2,36° para un sistema de navegación (p <0,001), mientras que para el segundo sistema de navegación sólo el ángulo coronal del implante de tibial mostró una diferencia significativa de 1,17°±1,65° (p <0,001). El número de ejes mecánicos radiográficos mayores de 3°, también difirió significativamente entre los dos grupos. Una proporción significativamente mayor (32%, p <0,01) de los pacientes de la segunda cohorte presentó una mala alineación inaceptable en comparación con la primera cohorte. El autor de este estudio afirma que debido al aumento en el número, sofisticación y popularidad de los sistemas de navegación para ATR, y considerando los hallazgos en su trabajo, con la diferencia

significativa en la proporción de valores de ejes mecánicos mayores de 3° en los 2 sistemas de navegación evaluados, los cirujanos ortopédicos no deben considerar todos los sistemas de navegación para ATR equivalentes. En este estudio se realizó esta evaluación y encontramos una diferencia menor de 1° entre los ejes mecánicos medidos por el navegador y las mediciones realizadas en la telerradiografía. Otro aspecto interesante del estudio de Carli es que estas diferencias tan importantes entre los dos sistemas de navegación que evaluó, las atribuyó probablemente al diseño en el procesamiento y toma de datos de referencia durante la cirugía, sin encontrar influencia de la descarga de peso de la extremidad durante la cirugía.

Partiendo de esta premisa de que la alineación del eje es uno de los principales objetivos de la ATR y que la cirugía asistida por ordenador es más precisa en la reconstrucción de la alineación del eje de los miembros en comparación con la técnica convencional, Koenen⁽¹⁰¹⁾ realizó un estudio con el objetivo de analizar la precisión del sistema de navegación DASH® de Brainlab y evaluar la fiabilidad de los datos adquiridos intraoperatoriamente. Realizó un análisis retrospectivo de 40 pacientes, que se sometieron a ATR con técnica navegada utilizando el sistema de navegación basado en el iPod DASH. La alineación del eje pre y postoperatorio se midió en radiografías estandarizadas por dos observadores independientes. Estos datos se compararon con los datos de la navegación. Además, se midió la confiabilidad interobservador. Se midió la duración de la cirugía. La diferencia media entre el eje mecánico preoperatorio por radiografía y el primer eje de la extremidad medido durante la cirugía por el sistema de navegación fue de 2,4°. Las radiografías postoperatorias mostraron una diferencia media de 1,3° en comparación con la medición final de la navegación. Según las mediciones radiográficas postoperatorias, el 88% de las artroplastias tenían un eje de extremidad dentro de $\pm 3^\circ$. El tiempo medio adicional necesario para la navegación fue de 5 minutos. La autora del estudio afirma que pudo demostrar muy buena precisión para el sistema DASH, que es comparable a los dispositivos de navegación establecidos actualmente con un gasto de tiempo insignificante comparado con la técnica convencional. En este estudio, el porcentaje de ejes alineados con menos de 3° fue mayor, y las diferencias entre los ejes mecánicos medidos por el navegador y las mediciones realizadas en radiografía fueron menores de 1°.

Debido a que la ATR con técnica navegada se promueve como un instrumento para mejorar la alineación de la prótesis y la extremidad, Hetaimish⁽⁷⁵⁾ diseñó un meta-análisis sobre ATR con técnica navegada vs convencional. Su estudio incluyó una revisión sistemática de todos los ensayos controlados aleatorios entre 1986 y 2009 donde se comparaban los resultados de la alineación entre una ATR con técnica navegada y convencional. Se identificaron 23 ensayos con 2541 pacientes que cumplían con los criterios de inclusión. Se encontró que los pacientes que se sometieron a una ATR con técnica navegada tuvieron un riesgo significativo menor de desalineación del implante por un ángulo de eje mecánico superior a 3°. En nuestro estudio dos pacientes presentaron un ángulo mecánico superior de 3° de valgo/varo a los 24 meses tras la cirugía. El paciente con el eje mecánico en varo mayor de 3° partía de un eje mecánico prequirúrgico de 20° de varo, y a pesar de ser una paciente que cumplió los criterios de inclusión de este estudio, las indicaciones para una prótesis con conservación de LCP pueden ser discutidas. Fue un caso donde se descendió el nivel de la LA. El paciente del estudio con un eje mecánico en valgo mayor de 3° en el postquirúrgico a los 24 meses

de seguimiento, partía de un eje mecánico prequirúrgico de 11° de valgo, durante la intervención quirúrgica se elevó el nivel de la LA.

Uno de los principios aceptados en la ATR, es que la durabilidad del implante es mayor cuando la alineación del miembro inferior operado se corrige a $0^{\circ}\pm 3^{\circ}$ con respecto al eje mecánico. Parratte⁽¹⁴³⁾ se planteó la hipótesis de si un eje mecánico postoperatorio de $0^{\circ}\pm 3^{\circ}$ mejora la supervivencia del implante en ATR en comparación con el grupo de pacientes con valores superiores a 3°. Evaluó los datos clínicos y radiográficos de forma retrospectiva. Determinó la tasa de supervivencia a quince años de seguimiento en 398 ATR primarias cementadas en 280 pacientes entre 1985 y 1990. Preoperatoriamente la mayoría de las rodillas tenían una alineación mecánica en varo con un valor medio de $6^{\circ}\pm 8,8^{\circ}$, rango entre 30° de varo a 22° de valgo y en el postoperatorio la mayoría de las rodillas fueron corregidas a un eje en neutro con un valor medio de $0^{\circ}\pm 2,8^{\circ}$, rango entre 8° de varo a 9° de valgo. Se estableció un grupo con eje mecánicamente alineado en 292 rodillas (eje mecánico de $0^{\circ}\pm 3^{\circ}$) y otro grupo con eje no alineado de 106 rodillas (con un eje mecánico superior a 3°). Encontró que un 5,8% de los implantes del grupo con eje mecánico alineado habían sido revisados debido a fallo mecánico, aflojamiento aséptico o desgaste, en comparación con un 3,8% del grupo con eje no alineado ($p=0,49$). Parratte afirma en su estudio que un eje mecánico postoperatorio de $0^{\circ}\pm 3^{\circ}$ no mejoró la tasa de supervivencia del implante a quince años de seguimiento tras una ATR. Cree que describir la alineación como una variable dicotómica (alineada versus no alineada) sobre la base de un objetivo de eje mecánico de $0^{\circ}\pm 3^{\circ}$ es de poco valor práctico para predecir la durabilidad de los implantes tras una ATR. En este estudio sí se utilizó esta variable de forma dicotómica. Se logró un eje mecánico alineado en el 98% de los pacientes, con una media de corrección de la deformidad en el eje mecánico en varo de 6.36° (IC 95% 5.04° a 7.67° ; $p < 0,001$) y en valgo de 4.05° (IC 95% 2.09° a 6.02° ; $p < 0,001$).

Mannan⁽¹¹⁶⁾ publicó un metanálisis tras una revisión sistemática de estudios clínicos que evaluaron los resultados de la alineación en ATR con instrumentación específica para el paciente (PSI). Los datos fueron recopilados de las bases de datos de las publicaciones hasta enero de 2014. Veintiséis estudios cumplieron con los criterios de inclusión, mostraron un total de 1792 rodillas. Veintitrés estudios informaron resultados de alineación en el plano frontal y 11 en el plano sagital. En todas las series excepto tres, la RM fue la modalidad de imagen preoperatoria. El rango de la alineación postoperatoria media, ángulo de cadera-rodilla-tobillo, fue de $176,5^{\circ}$ a 181.70° . El 18,6% presentaron valores superiores a 3°. Quince estudios compararon los resultados de la alineación entre una técnica estándar y PSI. Cuatro estudios mostraron una precisión significativamente mayor de la alineación en el plano coronal con PSI. Siete estudios comparativos de alta calidad no demostraron una precisión significativa en el eje mecánico postoperatorio con PSI. El autor del metanálisis afirma que la realización de una ATR con PSI no confiere mayor precisión en la reconstitución del eje mecánico postoperatorio.

Nan⁽¹³²⁾ basándose en la idea que los sistemas de cirugía asistida por ordenador mejoran la exactitud de alineación en el eje mecánico en las ATR, estudió 80 rodillas que se sometieron a una prótesis total utilizando un dispositivo de navegación portátil basado en acelerómetro (KneeAlign 2, OrthAlign Inc, Aliso Viejo, California). Los resultados radiográficos se compararon con 80 rodillas realizadas con técnica navegada (AchieveCAS; Smith and Nephew, Memphis, Tennessee). En la cohorte donde

utilizaron el KneeAlign 2, el 92,5% de los pacientes tuvieron una alineación dentro de los 3° del eje mecánico neutro, comparado con un 86,3% de la cohorte de AchieveCAS ($p < 0,01$). El 96,2% tuvo una alineación del componente tibial dentro de 2° del eje mecánico perpendicular a la tibial, comparado con el 97,5% de la cohorte de AchieveCAS ($p < 0,8$). El 94,9% tenían una alineación del componente femoral dentro de los 2° de la perpendicular al eje mecánico femoral, comparado con el 92,5% de la cohorte de AchieveCAS ($p < 0,01$). El tiempo medio de torniquete en la cohorte de KneeAlign 2, fue de $48,1 \pm 10,2$ minutos frente a $54,1 \pm 10,5$ minutos de la cohorte de AchieveCAS ($P < 0,01$). El autor afirma en su estudio que la navegación portátil basada en acelerómetro es tan precisa como los sistemas de navegación con gran consola en la ATR.

En este estudio se registraron los valores de las mediciones radiográficas del ángulo de tibia proximal medial (ATPM) realizadas en las telerradiografías durante el prequirúrgico y a los 24 meses de la cirugía. El ATPM de la consulta prequirúrgica en pacientes con un eje mecánico en varo presentó un valor medio de $83,06^\circ \pm 0,97^\circ$. En la consulta a los 24 meses postquirúrgico presentaron un ATPM en varo un valor medio de $83,48^\circ \pm 0,62^\circ$. Los valores medios del ATPM en pacientes con eje en varo durante la consulta pre y postquirúrgica estuvieron dentro de los límites de referencia aceptados mundialmente y descritos por Dror Paley⁽¹⁴⁰⁾, quien afirma que en deformidades en varo el ATPM es menor de 85° . El valor medio del ATPM de los 145 pacientes antes de la cirugía fue de $84,64^\circ \pm 3,28^\circ$, Este valor se podría explicar por el mayor número de ejes mecánicos en varo, por lo cual, el valor medio del ATPM es menor de 85° . En la consulta a los 24 meses del procedimiento quirúrgico, el valor medio fue de $88^\circ \pm 3,43^\circ$. Este valor medio estuvo dentro de los parámetros normales para un eje neutro, y se podría explicar por dos razones: 1) la mayoría de los pacientes tuvieron un eje neutro, y 2) en un menor número de pacientes la magnitud del eje mecánico en varo o valgo fue mínima.

11.6. Resultado funcional e interlínea articular

Un estudio clínico prospectivo multicéntrico publicado por Anouchi⁽⁵⁾, evaluó el efecto de rango de movimiento preoperatorio tras una ATR. Los datos fueron proporcionados por 5 cirujanos expertos. El estudio incluyó a 621 pacientes. Se realizó un análisis multivariable. Los pacientes fueron divididos en 3 grupos: flexión preoperatoria menor a 90°, entre 91° a 105° y mayor de 105°. Al comparar los grupos se encontró que el primer grupo (flexión menor de 90°) mejoró 26° más que el tercer grupo (flexión mayor de 105°) y 12° más que el segundo grupo (flexión entre 91° a 105°), y que el segundo grupo (flexión entre 91° a 105°) mejoró de media 14° de flexión que el tercer grupo (flexión mayor de 105°). En este estudio la media de ganancia en flexión fue de tan solo 5° (IC 95% 1.94° a 8.06°; $p < 0,001$). Esto lo podríamos explicar por la flexión conservada que tenían los pacientes en el prequirúrgico, valor medio de 107° y se correlaciona con lo mostrado por Anouchi en su estudio, donde el tercer grupo (flexión mayor de 105°) presentó menos ganancia de movilidad en el postquirúrgico.

La elección del indicador de resultados ideal para evaluar la artroplastia es un problema complicado. Los expertos piensan que, en espera de nuevos métodos, el más apropiado es una combinación de sistemas de puntuación de rodilla reconocidos como un instrumento genérico (SF-36) más un instrumento específico (WOMAC). Por lo general, deben emplearse métodos orientados al médico y orientados al paciente. En esta investigación se optó sólo por aplicar un instrumento específico, el Oxford de 12 apartados. Una revisión de seis métodos de evaluación de artroplastia de rodilla mediante Knee Society Clinical Rating System, WOMAC, SF-36, andar durante 6 minutos, subir escaleras durante 30 segundos y compensación calidad de vida/tiempo demostró que cada uno de los indicadores de resultados ofrece una perspectiva diferente⁽¹⁰²⁾. Sin embargo, las escalas WOMAC y de la Knee Society fueron los indicadores de resultados más sensibles. Una comparación adicional de la fiabilidad y validez entre tres sistemas de puntuación (la puntuación de la American Knee Society, la puntuación de la British Orthopaedic Association y el cuestionario Oxford de 12 apartados) demostró que el cuestionario Oxford de 12 apartados era el más fiable⁽¹¹⁰⁾, estudio que da mayor validez a nuestra investigación, ya que es el instrumento utilizado.

Baker⁽⁸⁾ publicó un estudio en el cual envió un cuestionario por correo a 10.000 pacientes con más de un año de evolución tras su ATR. Fueron evaluados con la escala de Oxford y se les preguntó si estaban satisfechos, inseguros o insatisfechos con su ATR. La tasa de respuesta fue del 87,4%, y un total de 81,8% de los pacientes estaban satisfechos. Utilizó un modelo de regresión multivariable con el cual encontró que los pacientes con puntuaciones más altas (peores resultados) se relacionaban con mayor puntuación en dolor y elementos funcionales de la escala de Oxford, los cuales tuvieron un menor nivel de satisfacción ($p < 0,001$). El dolor continuo era un predictor de insatisfacción. El sexo femenino y un diagnóstico de gonartrosis primaria fueron predictores de niveles más bajos de satisfacción en los pacientes. El autor afirma que su estudio proporciona datos sobre la escala de Oxford y los niveles esperados de satisfacción tras un año de la ATR. En este estudio al igual que el de Baker, utilizó la escala funcional de Oxford y se observó una mejoría en la puntuación dada por una disminución de media de 32 puntos en dicha escala (IC 95% 31.51 a 33.02; $p < 0,001$). De las 12 preguntas que conforman el cuestionario Oxford, la pregunta número cinco, que evalúa el dolor en la rodilla al colocarse de pie, tiene implicaciones directas en la

evaluación de la función fémoro-rotuliana por esto se analizó por separado esta pregunta, observando una disminución de media de 2.6 puntos en dicha pregunta (IC 95% 2.4 a 2.73; $p < 0,001$).

Bullens⁽³⁰⁾ utilizó la escala visual analógica (EVA) para evaluar la satisfacción de la ATR en un grupo de 108 pacientes (126 ATR) con seguimiento a corto y medio plazo. Sus resultados sugieren que las preocupaciones y prioridades de los pacientes y los cirujanos son diferentes. Los resultados evaluados con la EVA revelaron ser subjetivos, ya que los pacientes con artritis reumatoide daban puntuaciones significativamente mejores en comparación con los pacientes con diagnóstico de artrosis. En este estudio se utilizó la EVA y se encontró una mejoría del dolor dada por una disminución de media en la puntuación de 5.59 (IC 95% 5.59 a 5.75; $p < 0,001$). Se piensa que la EVA proporcionó una información adicional sobre el resultado subjetivo tras la ATR.

Villanueva⁽¹⁷⁷⁾ publicó una serie de 5 pacientes con patela baja por elevación del nivel de la línea articular tras una PTR que desarrollaron una artrofibrosis, con retracción progresiva del tendón rotuliano, y fueron tratados mediante una artroólisis abierta, con resección del tercio distal de la rótula para alargar dicho tendón y prototización de los dos tercios restantes de la patela. Tras la cirugía el autor reporta que el dolor anterior de la rodilla mejoraba en el 100% de los casos y los índices de Insall-Salvati, Blackburne y Caton estaban más próximos a la normalidad. Encontró un incremento del promedio de movilidad de 48° y las puntuaciones de la KSS se incrementaron en más del doble respecto a los valores preoperatorios. El autor concluyen que su técnica, debería ser tenida en cuenta como un recurso útil para el tratamiento de patelas bajas aisladas por elevación excesiva del nivel de la línea articular con artrofibrosis y en cirugías de revisión de aquellas artroplastias fracasadas por otras causas que tengan una patela baja añadida. Villanueva define la rótula baja como la diferencia de altura mayor del 15% comparada con la rodilla contralateral o en series radiográficas del paciente. Atribuye su causa a diferentes variables intrínsecas o extrínsecas, teniendo en cuenta la variación en el nivel de la línea articular como una de ellas. Describe dos formas de presentación de la sintomatología de la rótula baja, dependiendo de la evolución y el curso postoperatorio: una temprana que se desarrolla entre los 3 y 6 meses de la operación y tiene una rápida evolución, y una forma tardía que debuta antes de los 3 años de la artroplastia y de forma insidiosa⁽¹⁴⁵⁾. Afirma que un desplazamiento proximal de la interlínea articular en la primera cirugía⁽¹³³⁾, un inadecuado balance del espacio en flexión debido al desplazamiento anterior del componente femoral, o la elección de un componente femoral demasiado pequeño junto a un polietileno de grosor excesivo para compensar la amplia resección de los cóndilos posteriores, podrían ser los errores técnicos que causaran la rigidez o la patela baja, aunque aclara que estos gestos son más frecuentes en la cirugía de revisión que en las artroplastias primarias.

El hallazgo más importante del presente estudio fue que el restaurar de forma adecuada el nivel de la línea articular (LA) a un valor de índice de verticalidad normal (IV), dio mejores resultados funcionales tras una artroplastia total de rodilla (ATR). Esto demostró la hipótesis de investigación, y se correlaciona con lo publicado por Ensini quien afirma que una restauración de la LA basada en las mediciones intraquirúrgica proporcionadas por el sistema de navegación durante los cortes óseos en tibia y fémur, presentó un valor medio de variación de la LA de 1.9+/-2.4 mm tomando como referencia la tibia⁽⁵⁴⁾. En este estudio las variaciones de la LA se reportaron con el IV,

que por ser un índice, no tiene unidad de medida encontrando valores de variación entre 0.01 y 0.16.

Así mismo se encontró que la elevación del nivel de la LA en pacientes con LA baja antes de la cirugía, hasta restaurar un IV normal, dio mejores resultados funcionales tras una ATR demostrando también nuestra hipótesis alternativa. Estos hallazgos se correlacionan con los publicados por Bierger en donde una elevación de la LA tomando como referencia en su estudio la línea epicondilar, mostró mejores resultados funcionales, medidos con escala KSS (Knee Society Score)⁽²⁰⁾. En sus hallazgos no encontró relación entre el valor de la variación de la LA y la puntuación KSS. Relación que sí fue posible establecer en este estudio donde se encontraron los mejores resultados funcionales con un IV en un rango entre 0.15 y 0.27, motivo por el cual recomendamos la utilización de este método para calcular la altura de la LA.

López Ortiz⁽¹¹⁴⁾ publica un estudio clínico y radiológico sobre la inestabilidad rotuliana, analizando los factores principales y secundarios que conducen a este proceso. Afirma que la rótula alta o línea articular baja es uno de los factores más importantes de las inestabilidades rotulianas, que se observa con frecuencia en las luxaciones recidivantes con signo de Smillie positivo y, sin embargo, es raro ver una rótula alta en las formas más graves de inestabilidad, luxaciones permanentes y habituales. Describe en su trabajo varios índices para valorar la altura rotuliana, y afirma que los dos más utilizados y de mayor aplicación en la práctica habitual son el índice de Bernageau, y el índice de Catón y Deschamps. El índice de Bernageau permite apreciar la distancia que media entre el borde superior de la tróclea y la parte baja de la superficie articular rotuliana. El índice de Catón y Deschamps consiste en el cociente entre la distancia AT dividida por la distancia AP, en donde el punto A es la parte más baja de la superficie articular retrorrotuliana, P es la parte más alta de dicha superficie y T es el punto más anterior de la superficie que forman las mesetas tibiales. Se considera rótula alta si dicho índice es mayor a 1.2, aunque se ha encontrado que en un 3% de la población normal es mayor de 1.2 sin que exista patología, y en las inestabilidades rotulianas es mayor de 1.2, aunque solo en el 30% de los casos. Estos dos aspectos citados anteriormente lo hacen un método poco fiable, y recomendamos, basados en nuestros hallazgos, el método del IV para medir el nivel de la LA.

En el meta-análisis más recientemente publicado que incluye ocho estudios, se comparan entre otros aspectos los cambios de posición de la LA, y concluye que la principal variación de la LA fue su elevación con un valor medio de 1.17 mm. (IC 95% 0.82 a 1.52 mm; $p < 0.001$)⁽¹²⁷⁾, lo que se correlaciona con lo encontrado en este estudio, ya que el 64% de los pacientes presentó una elevación del nivel de la LA con un valor medio del IV 0.07 ± 0.04 . Seon encontró en su estudio que el grupo en el que se bajó el nivel de la LA tuvo peores resultados funcionales medidos por HSS, KSS, WOMAC y clínicos evaluados por arco de movilidad⁽¹⁶⁸⁾. En este estudio no se observó una relación entre un nivel de LA bajo y peores resultados funcionales o clínicos que fuera estadísticamente significativos. Una limitación de nuestro método de IV es la falta de correlación de la LA con el eje mecánico de la tibia y por lo tanto su paralelo con la línea del suelo cuando el paciente está de pie. Esto es debido a que en nuestro método de medición no toma referencia en la tibia. Hutt estudió la cinemática de la ATR, evaluó la oblicuidad de la LA relativa al suelo cuando el paciente está de pie y encontró una alteración importante de la cinemática que puede ser la causa de un fallo temprano en la

prótesis⁽⁷⁹⁾. Se han estudiado las variaciones en el nivel de la LA en pacientes operados de PTR con ayuda de un brazo robótico, y mostraron una desviación mayor de 5 mm del nivel establecido como objetivo en el 3.23% comparado con un 20.6% de desviaciones mayores de 5 mm en el grupo de operados con técnica convencional⁽¹⁰⁹⁾. Hay escasas publicaciones de la utilización de un brazo robótico en cirugía de rodilla y el nivel de la LA, pero es una ayuda más para conseguir el objetivo de alineación con miras a mejorar los resultados.

En este estudio, los valores medios del IV medidos en radiografías laterales de rodillas en extensión antes de la cirugía y a los 24 meses de la cirugía, registró un IV prequirúrgico con un valor medio de 0.34 +/- 0.17, a los 24 meses de la cirugía el valor medio del IV fue de 0.31 +/- 0.15. La diferencia entre ambos valores medios es de 0.02 +/- 0.008 (IC 95% 0 a 0.03; p<0,001). Al ser un valor positivo se interpreta como una elevación global de la línea articular, dato que se correlaciona con la mayoría de las publicaciones⁽¹²⁷⁾.

A diferencia de lo encontrado en este estudio, Lizaur y Marco en un estudio prospectivo de 116 prótesis totales de rodilla con diagnóstico de artrosis que no habían sufrido intervenciones previas, encontraron que la variación de altura de la línea articular no influía en los resultados funcionales⁽¹¹¹⁾. Su población de estudio tenía una edad media de 67 años y un seguimiento postoperatorio de 30 a 61 meses. Los autores recomiendan reconstruir la altura de la línea articular respecto a la encontrada en el preoperatorio, aunque observaron que elevaciones de 1 cm no alteraron los resultados⁽¹⁸⁷⁾, sobre todo si previamente había contractura en flexión que puede exigir una mayor resección en el fémur. Otros estudios^(47, 115) no encuentran que la altura de la línea articular influya sobre la movilidad como variable aislada, aunque elevaciones de 5 mm pueden aumentar la laxitud articular⁽¹¹⁹⁾ y viceversa. En el estudio de Lizaur y Marcola la variación de altura no influyó ni sobre la movilidad, ni sobre la estabilidad, ni hubo diferencias clínicas entre altura aumentada, mantenida o disminuida, a diferencia de nuestros hallazgos donde una elevación y mantenimiento del nivel de la LA dentro de parámetros normales para el IV mostro mejores resultados funcionales.

Hay publicaciones donde se ha estudiado la correlación entre las informaciones proporcionadas por el navegador durante la cirugía y las mediciones radiográficas pre y postquirúrgicas en proyecciones AP de rodilla en carga. Goh, no encontró una correlación entre los valores de variación (elevación/descenso) de la LA ($r = 0.303$)⁽⁶⁸⁾. Este no fue un objetivo de este estudio pero es un aspecto interesante para realizar en futuros estudios.

En la actualidad no hay una técnica quirúrgica estandarizada para restaurar el nivel de la línea articular. Jonishi propone una técnica que consiste en realizar un precorte en los cóndilos femorales posteriores con la cual muestra diferencias en el nivel de la LA de media menor a 1 mm valorados en extensión y flexión⁽⁸⁸⁾. Con el presente estudio, se propone que la asociación de mediciones pre y postquirúrgicas del IV y la cirugía de PR con técnica navegada, es una asociación excelente para conseguir un buen nivel de LA, y no es necesario hacer cambios en el flujo de pasos de una ATR.

Hay autores que proponen métodos diferentes al utilizado en este estudio para medir el nivel de la LA en radiografías y su relación intraquirúrgica, encontrando una correlación

importante ($r = 0.5$) y estadísticamente significativa ($p = 0.0016$). Estos métodos utilizan como referencia el tubérculo del aductor y el ancho del fémur⁽⁸¹⁾. Afirmamos que el método del IV al tomar como referencia la rótula y el cóndilo femoral, da un índice más fiable de la biomecánica de la LA, ya que cuando hay dolor o problemas en el postquirúrgico, se dan por una alteración en la interacción entre la rótula y surco del componente femoral. Una posible aplicación clínica de este estudio puede ser en las ATR primarias, donde el método de medición del IV en la radiografía prequirúrgica nos dará información sobre el nivel de la LA nativa del paciente, pudiendo planear el rango que mejores resultados funcionales obtenga, durante la cirugía navegada al reproducir lo programado y finalmente en las mediciones radiográficas postquirúrgicas se comprobaría lo realizado, y así se evaluaría la exactitud del método y su utilidad clínica.

12. APLICACIÓN CLÍNICA

El conocimiento nuevo aportado por este trabajo de investigación es la utilización del método de IV para medir el nivel de la LA en las radiografías pre y postquirúrgicas. Se propone la realización sistemática de un flujo de trabajo en aquellos pacientes que serán intervenidos de una ATR, consistente en hacer lo planeado en el prequirúrgico, en la que mediante una medición objetiva, se sepa el nivel de la LA y hacia dónde se quiere desplazar, si fuese necesario. En el quirófano mediante los datos objetivos (en milímetros) proporcionados por el navegador, poder hacer realidad lo planeado y finalmente en las radiografías postquirúrgicas confirmar lo realizado, detectar posibles fallos y retroalimentarnos.

Recomendamos el uso en la práctica clínica del método del IV para valorar los cambios en la LA. La reproductibilidad del método utilizado en el presente estudio es manifiesta.

Proponemos que durante la fase de planeación en toda ATR se mida el índice de verticalidad (IV) según el método de Norman et al., ya que al conseguir durante el postquirúrgico un IV dentro de valores normales (0.15 a 0.27) ayuda a tener mejores resultados funcionales, como se ha demostrado.

13. CONCLUSIONES

Se ha demostrado que el Índice de Verticalidad (IV) es un método válido para medir el nivel de la Línea Articular (LA).

1. No se ha encontrado una correlación entre la estratificación del Índice de Masa Corporal (IMC) de los sujetos del estudio, la variación en el nivel de la Línea Articular y los resultados funcionales y clínicos al final del seguimiento.
2. El arco de movilidad conseguido tras una artroplastia total de rodilla con técnica navegada fue compatible con un rango de movimiento adecuado para la marcha y realización de actividades cotidianas.

Se comprobó una reducción estadísticamente significativa en el número de pacientes que con contractura en flexión, tras la artroplastia total de rodilla lograron una extensión completa.

Se encontró una correlación importante entre el rango de movilidad postquirúrgico y la variación en el nivel de la Línea Articular tras una artroplastia total de rodilla con técnica navegada. Esto indicó que tener un nivel de Línea Articular dentro de parámetros normales (IV entre 0,15 – 0,27) implica una disminución en los grados de contractura y, por tanto, mejores resultados clínicos.

3. Se observó una correlación entre las mediciones radiografías y el eje mecánico de los pacientes en el pre y postquirúrgico. Se pudo comprobar que las variaciones en el eje fémoro-tibial se relacionaban en magnitud con las diferentes mediciones realizadas en el plano frontal.

Se encontró una correlación entre las mediciones del eje mecánico realizadas en las telerradiografías prequirúrgicas y el valor obtenido con el sistema de navegación durante la cirugía.

La alineación conseguida con el sistema de navegación tras una artroplastia de rodilla es óptima, ya que el ángulo fémoro-tibial fue menor o igual de 3° de valgo/varo, constatando así, que el uso de la navegación ayuda a obtener un alineamiento óptimo en la artroplastias total de rodilla.

4. Se pudo establecer que el sistema de navegación en la artroplastia total de rodilla garantiza una resección ósea mínima, sin observar una correlación entre el tamaño de los implantes y los niveles de corte realizados en tibia y fémur. Sí se encontró una correlación entre el nivel de corte realizado en el plato tibial y el eje mecánico fémoro-tibial tras la cirugía.

5. Se observó una correlación entre la elevación del nivel de la Línea Articular y los resultados funcionales medidos con la escala de Oxford, encontrando en estos pacientes mejores resultados funcionales.

Se encontró una correlación entre la elevación del nivel de la Línea Articular y la valoración de la función femorrotuliano, presentando una mejoría en su puntuación, por lo que recomendamos que debería ser considerada durante el planeamiento de toda artroplastia de rodilla primaria.

Se identificó una relación importante entre un nivel de Línea Articular dentro de un Índice de Verticalidad entre 0.15 y 0.27 y los mejores resultados funcionales globales y femorrotuliano, medidos con la escala de Oxford. Proponemos que este rango debería ser el planeado y buscado durante la artroplastia total de rodilla primaria.

ANEXOS

ANEXO I

VARIABLES DEL ESTUDIO							
N°	VARIABLE	DEFINICIÓN	NIVEL DE MEDICIÓN	CLASE DE VARIABLE	NIVEL DE MEDICIÓN	UNIDAD DE MEDIDA	CODIFICACIÓN
1	NOMBRE	Nombre de los sujetos incluidos en el estudio.	Continua	Cualitativa	Nominal	Nombre	nom
2	EDAD	Tiempo transcurrido desde el nacimiento del sujeto de estudio hasta la realización de la cirugía.	Continua	Cuantitativa	Razón	Años	edad
3	GENERO	Genero al cual pertenece el sujeto del estudio.	Continua	Cualitativa	Nominal	Femenino/ Masculino	genero
4	PESO	Peso de los sujetos del estudio.	Continua	Cuantitativa	Ordinal	Kilogramos	peso
5	TALLA	Talla de los sujetos del estudio.	Continua	Cuantitativa	Ordinal	Metros/ Centímetros	talla
6	ÍNDICE DE MASA CORPORAL	Es el resultado de la división del peso entre la talla elevada a la dos, de los sujetos del estudio.	Continua	Cuantitativa	Ordinal	Índice	imc
7	DIAGNÓSTICO	Diagnóstico de los sujetos del estudio.	Continua	Cualitativa	Nominal	Osteoartritis/ Artritis reumatoide	dx
8	FECHA DE LA CIRUGÍA	Fecha en la cual se le realizó la cirugía a los sujetos del estudio.	Continua	Cuantitativa	Razón	aa-mm-dd	fecha
9	DURACIÓN DE LA CIRUGÍA	Tiempo de duración de la cirugía en los sujetos del estudio.	Continua	Cuantitativa	Razón	hh:mm	tiempo
10	ARTICULACIÓN OPERADA	Rodilla operada de los sujetos del estudio.	Continua	Cuantitativa	Razón	Derecho/ Izquierdo	lado
11	EJE PRE QUIRÚRGICO EN VARO	Eje mecánico pre quirúrgico en varo de los sujetos del estudio.	Continua	Cuantitativa	Ordinal	Grados	eje_pre_varo
12	EJE PRE QUIRÚRGICO EN VALGO	Eje mecánico pre quirúrgico en valgo de los sujetos del estudio.	Continua	Cuantitativa	Ordinal	Grados	eje_pre_valgo
13	FLEXIÓN PRE QUIRÚRGICA	Flexión conseguida por los sujetos del estudio antes de la cirugía.	Continua	Cuantitativa	Ordinal	Grados	fle_pre
14	EXTENSIÓN PRE QUIRÚRGICA NEGATIVA	Extensión en valores negativos conseguida por los sujetos del estudio antes de la cirugía.	Continua	Cuantitativa	Ordinal	Grados	ex_pre_neg
15	EXTENSIÓN PRE QUIRÚRGICA POSITIVA.	Extensión en valores positivos conseguida por los sujetos del estudio antes de la cirugía.	Continua	Cuantitativa	Ordinal	Grados	ex_pre_pos
16	IMPLANTE DE FÉMUR	Tamaño del implante de fémur utilizado en los sujetos del estudio.	Continua	Cuantitativa	Razón	Tamaño	f
17	IMPLANTE TIBIA	Tamaño del implante de tibia utilizado en los sujetos del estudio.	Continua	Cuantitativa	Razón	Tamaño	t
18	POLIETILENO IMPLANTADO	Tamaño del polietileno utilizado en los sujetos del estudio.	Continua	Cuantitativa	Razón	Tamaño	p
19	CORTE EN TIBIA PLATILLO	Resección ósea realizada en el platillo tibial normal durante la cirugía a los	Continua	Cuantitativa	Ordinal	Milímetros	cor_t_nor

	NORMAL	sujetos del estudio.					
20	CORTE EN TIBIA PLATILLO LESIONADO	Resección ósea realizada en el platillo tibial lesionado durante la cirugía a los sujetos del estudio.	Continua	Cuantitativa	Ordinal	Milímetros	cor_t_les
21	INCLINACIÓN POSTERIOR DE LA TIBIA INTRA QUIRÚRGICA	Grados de inclinación posterior con que se realiza el corte del plato tibial en el plano sagital.	Continua	Cuantitativa	Ordinal	Grados	slope_t_intra
22	CORTE EN FÉMUR CÓNDILO LATERAL	Resección ósea realizada en el cóndilo lateral del fémur durante la cirugía a los sujetos del estudio.	Continua	Cuantitativa	Ordinal	Milímetros	cor_f_lat
23	CORTE EN FÉMUR CÓNDILO MEDIAL	Resección ósea realizada en el cóndilo medial del fémur durante la cirugía a los sujetos del estudio.	Continua	Cuantitativa	Ordinal	Milímetros	cor_f_me
24	INCLINACIÓN POSTERIOR DEL FÉMUR INTRA QUIRÚRGICA	Grados de inclinación posterior con que se realiza el corte del fémur en el plano sagital.	Continua	Cuantitativa	Ordinal	Grados	slope_f_intra
25	EJE INTRA QUIRÚRGICO EN VARO	Eje mecánico intra quirúrgico en varo de los sujetos del estudio.	Continua	Cuantitativa	Ordinal	Grados	eje_intra_varo
26	EJE INTRA QUIRÚRGICO EN VALGO	Eje mecánico intra quirúrgico en valgo de los sujetos del estudio.	Continua	Cuantitativa	Ordinal	Grados	eje_intra_valgo
27	EXTENSIÓN INTRA QUIRÚRGICA NEGATIVA	Extensión en valores negativos conseguida por los sujetos del estudio durante la cirugía.	Continua	Cuantitativa	Ordinal	Grados	ex_intra_neg
28	EXTENSIÓN INTRA QUIRÚRGICA POSITIVA.	Extensión en valores positivos conseguida por los sujetos del estudio durante la cirugía.	Continua	Cuantitativa	Ordinal	Grados	ex_intra_pos
29	FLEXIÓN INTRA QUIRÚRGICA	Flexión conseguida por los sujetos del estudio durante la cirugía.	Continua	Cuantitativa	Ordinal	Grados	fle_intra
30	EJE 12 MESE POST QUIRÚRGICO EN VARO	Eje mecánico 12 meses post quirúrgico en varo de los sujetos del estudio.	Continua	Cuantitativa	Ordinal	Grados	eje_12_varo
31	EJE 12 MESES POST QUIRÚRGICO EN VALGO	Eje mecánico 12 meses post quirúrgico en valgo de los sujetos del estudio.	Continua	Cuantitativa	Ordinal	Grados	eje_12_valgo
32	ÁNGULO DEL COMPONENTE DE FÉMUR CORONAL 12 MESES POST QUIRÚRGICO	Medición radiográfica a los 12 meses post quirúrgico del ángulo del componente de fémur en una proyección AP.	Continua	Cuantitativa	Ordinal	Grados	acfc_12
33	ÁNGULO DEL COMPONENTE DE TIBIA CORONAL 12 MESES POST QUIRÚRGICO	Medición radiográfica a los 12 meses post quirúrgico del ángulo del componente de tibia en una proyección AP.	Continua	Cuantitativa	Ordinal	Grados	actc_12
34	ÁNGULO DEL COMPONENTE DE FÉMUR SAGITAL 12 MESES POST QUIRÚRGICO	Medición radiográfica a los 12 meses post quirúrgico del ángulo del componente de fémur en una proyección lateral.	Continua	Cuantitativa	Ordinal	Grados	slope_f_12
35	ÁNGULO DEL COMPONENTE DE TIBIA SAGITAL 12 MESES POST QUIRÚRGICO	Medición radiográfica a los 12 meses post quirúrgico del ángulo del componente de tibia en una proyección lateral.	Continua	Cuantitativa	Ordinal	Grados	slope_t_12

36	EXTENSIÓN 12 MESES POST QUIRÚRGICO NEGATIVA	Extensión en valores negativos conseguida por los sujetos del estudio a los 12 meses post quirúrgico.	Continua	Cuantitativa	Ordinal	Grados	ex_12_neg
37	EXTENSIÓN 12 MESES POST QUIRÚRGICO POSITIVA.	Extensión en valores positivos conseguida por los sujetos del estudio a los 12 meses post quirúrgico.	Continua	Cuantitativa	Ordinal	Grados	ex_12_pos
38	FLEXIÓN 12 MESES POST QUIRÚRGICO	Flexión conseguida por los sujetos del estudio a los 12 meses post quirúrgico.	Continua	Cuantitativa	Ordinal	Grados	fle_12
39	EJE 24 MESE POST QUIRÚRGICO EN VARO	Eje mecánico 24 meses post quirúrgico en varo de los sujetos del estudio.	Continua	Cuantitativa	Ordinal	Grados	eje_24_varo
40	EJE 24 MESES POST QUIRÚRGICO EN VALGO	Eje mecánico 24 meses post quirúrgico en valgo de los sujetos del estudio.	Continua	Cuantitativa	Ordinal	Grados	eje_24_valgo
41	ÁNGULO DEL COMPONENTE DE FÉMUR CORONAL 24 MESES POST QUIRÚRGICO	Medición radiográfica a los 24 meses post quirúrgico del ángulo del componente de fémur en una proyección AP.	Continua	Cuantitativa	Ordinal	Grados	acfc_24
42	ÁNGULO DEL COMPONENTE DE TIBIA CORONAL 24 MESES POST QUIRÚRGICO	Medición radiográfica a los 24 meses post quirúrgico del ángulo del componente de tibia en una proyección AP.	Continua	Cuantitativa	Ordinal	Grados	actc_24
43	ÁNGULO DEL COMPONENTE DE FÉMUR SAGITAL 24 MESES POST QUIRÚRGICO	Medición radiográfica a los 24 meses post quirúrgico del ángulo del componente de fémur en una proyección lateral.	Continua	Cuantitativa	Ordinal	Grados	slope_f_24
44	ÁNGULO DEL COMPONENTE DE TIBIA SAGITAL 24 MESES POST QUIRÚRGICO	Medición radiográfica a los 24 meses post quirúrgico del ángulo del componente de tibia en una proyección lateral.	Continua	Cuantitativa	Ordinal	Grados	slope_t_24
45	EXTENSIÓN 24 MESE POST QUIRÚRGICO NEGATIVA	Extensión en valores negativos conseguida por los sujetos del estudio a los 24 meses post quirúrgico.	Continua	Cuantitativa	Ordinal	Grados	ex_24_neg
46	EXTENSIÓN 24 MESES POST QUIRÚRGICO POSITIVA.	Extensión en valores positivos conseguida por los sujetos del estudio a los 24 meses post quirúrgico.	Continua	Cuantitativa	Ordinal	Grados	ex_24_pos
47	FLEXIÓN 24 MESES POST QUIRÚRGICO	Flexión conseguida por los sujetos del estudio a los 24 meses post quirúrgico.	Continua	Cuantitativa	Ordinal	Grados	fle_24
48	ÍNDICE DE VERTICALIDAD PRE-QUIRÚRGICO	Posición de la rótula respecto a la línea articular, antes de realizar el procedimiento quirúrgico.	Continua	Cuantitativa	Ordinal	Índice	IVPre
49	ÍNDICE DE VERTICALIDAD 24 MESES DE LA CIRUGÍA	Posición de la rótula respecto a la línea articular a los 24 meses de la cirugía.	Continua	Cuantitativa	Ordinal	Índice	IV24

ANEXO II

FORMULARIO DE RECOLECCIÓN DE DATOS

Nombre del paciente: _____ Número de H.C. _____
Género: Masculino ___ Femenino ___ Edad al momento de la cirugía: _____ años
Peso: _____ Kg. Talla: _____ metros IMC: _____ Kg./m²
Diagnóstico: _____
Lado: Derecho: _____ Izquierdo: _____

Datos Pre Quirúrgicos

Flexión: _____ grados Extensión: _____ grados
Eje mecánico: _____ grados Varo: _____
Índice de Verticalidad (IV): _____ Valgo: _____

Datos Intra Quirúrgicos

Fecha de la cirugía: _____ Tiempo de duración de cirugía: _____ horas/minutos

Cortes óseos

Tibia	Fémur
Platillo normal: _____ mm.	Cóndilo medial: _____ mm.
Platillo lesionado: _____ mm.	Cóndilo lateral: _____ mm.

Implante utilizado

Tibia: _____ Fémur: _____ Polietileno: _____ (tamaño)

Datos proporcionados por el navegador

Flexión: _____ grados Extensión: _____ grados
Eje mecánico: _____ grados Varo: _____
Valgo: _____
Inclinación posterior de tibia: _____ grados
Inclinación posterior de fémur: _____ grados

Test de Oxford		Puntaje
1)Dolor usual en la rodilla	1-Ninguno	
	2-Muy leve	
	3-Leve	
	4-Moderado	
	5-Severo	
2)Molestia al asearse por causa de su rodilla	1-Ninguna	
	2-Muy poco	
	3-Moderado	
	4-Extrema dificultad	
	5-Imposible	
3)Molestia al entrar o salir del coche en la rodilla	1-Ninguna	
	2-Muy poco	
	3-Moderado	
	4-Extrema dificultad	
	5-Imposible	
4)Por cuánto tiempo camina antes de sentir dolor en la rodilla	1-Más de 30 min.	
	2-16 a 30 min.	
	3-5 a 15 min.	
	4-En casa sin dolor	
	5-Severo al caminar	
5)Dolor en la rodilla al colocarse de pie	1-Ninguna	
	2-Muy poco	
	3-Moderado	
	4-Muy doloroso	
	5-Insoportable	
6)Cojera al caminar, por su rodilla	1-Raramente/Nunca	
	2-Algunas veces	
	3-A menudo	
	4-La mayor parte del tiempo	
	5-Todo el tiempo	
7)Puede usted flexionar y extender su rodilla	1-Facilmente	
	2-Poca dificultad	
	3-Moderada dificultad	
	4-Extrema dificultad	
	5-Imposible	
8)Dolor en la rodilla al dormir	1-No	
	2-Solo 1 o 2 noches	
	3-Algunas noches	
	4-La mayoría de noches	
	5-Cada noche	
9)Dolor en la rodilla interfiere con el trabajo	1-No	
	2-Un poco	
	3-Moderadamente	
	4-Mucho	
	5-Totalmente	
10)La rodilla le “ha fallado”	1-Raramente/Nunca	
	2-Algunas veces	
	3-A menudo	
	4-La mayor parte del tiempo	
	5-Todo el tiempo	
11)Puede ir de compras solo/a	1-Si	
	2-Un poco de dificultad	
	3-Moderada dificultad	
	4-Extrema dificultad	
	5-No	
12)Puede usted bajar escaleras	1-Si	
	2-Un poco de dificultad	
	3-Moderada dificultad	
	4-Extrema dificultad	
	5-No	

Marcar con una “X” la respuesta que más se ajuste a su situación actual

Escala de rostros de dolor



0	2	4	6	8	10
Muy contento; sin dolor	Siente sólo un poquito de dolor	Siente un poco más de dolor	Siente aún más dolor	Siente mucho dolor	El dolor es el peor que puede imaginarse (no tiene que estar llorando para sentir este dolor tan fuerte)

Fecha de Evaluación						

Datos Post Quirúrgicos

<i>Angulo en grados</i>	<i>Control 12 meses</i>	<i>Control 24 meses</i>
Fecha		
Eje mecánico		
AFDLm (α) Ángulo del Fémur Distal Lateral mecánico		
ATPM (β) Ángulo de la Tibia Proximal Medial		
AFDPL (γ) Ángulo Femoral Distal Posterior en Rx. Lateral		
ATPPL (b) Ángulo de Tibia Proximal Posterior en Rx. Lateral		
Índice de Verticalidad		
Flexión		
Extensión		



Firma

ANEXO III

CONSENTIMIENTO INFORMADO PARA CONSULTA, EXPLORACIÓN Y USO CIENTÍFICO

NOMBRE:

F. NAC.:

DIRECCIÓN:

C. POSTAL:

E-MAIL:

TLF.:

- 1ª Consulta:
- Revisión:
- Infiltración:
- Inmovilización:
- Otros:

AUTORIZO

Al Dr. Jaime A. Baselga García–Escudero y su equipo a la realización de Historia Clínica y Exploración, solicitud de analítica y prueba complementarias para mi diagnóstico y tratamiento.

Comprendo y acepto sus indicaciones y tratamiento y autorizo a la obtención de datos e imágenes para uso científico con la finalidad correspondiente garantizada. Según lo establecido en la Ley Orgánica 15/1999, de 13 de diciembre, de protección de datos de carácter personal, le informamos que la entidad Cirugía Reconstructiva del Aparato Locomotor S.R.L. con CIF B79929105 ha recogido datos de carácter personal que le conciernen y los ha incorporado a un fichero de titularidad privada debidamente inscrito en el Registro General de la Agencia Española de Protección de Datos y que cumplen con las medidas de seguridad estipuladas en el R.D. 1720/2007 de 21 de Diciembre.

La finalidad del tratamiento de sus datos es la comunicación entre el centro médico y los pacientes en relación a las consultas y exploración médica, programación de citas, solicitud de análisis y pruebas, así como el mantenimiento de un historial clínico personalizado para un control y evolución de cada una de las actuaciones, diagnóstico y tratamientos. Usted puede ejercitar los derechos de acceso, rectificación, cancelación, oposición en los términos establecidos en la legislación vigente a la siguiente dirección: C/ Puerto Rico 27, 28016 (Madrid)

Firmo la presente autorización

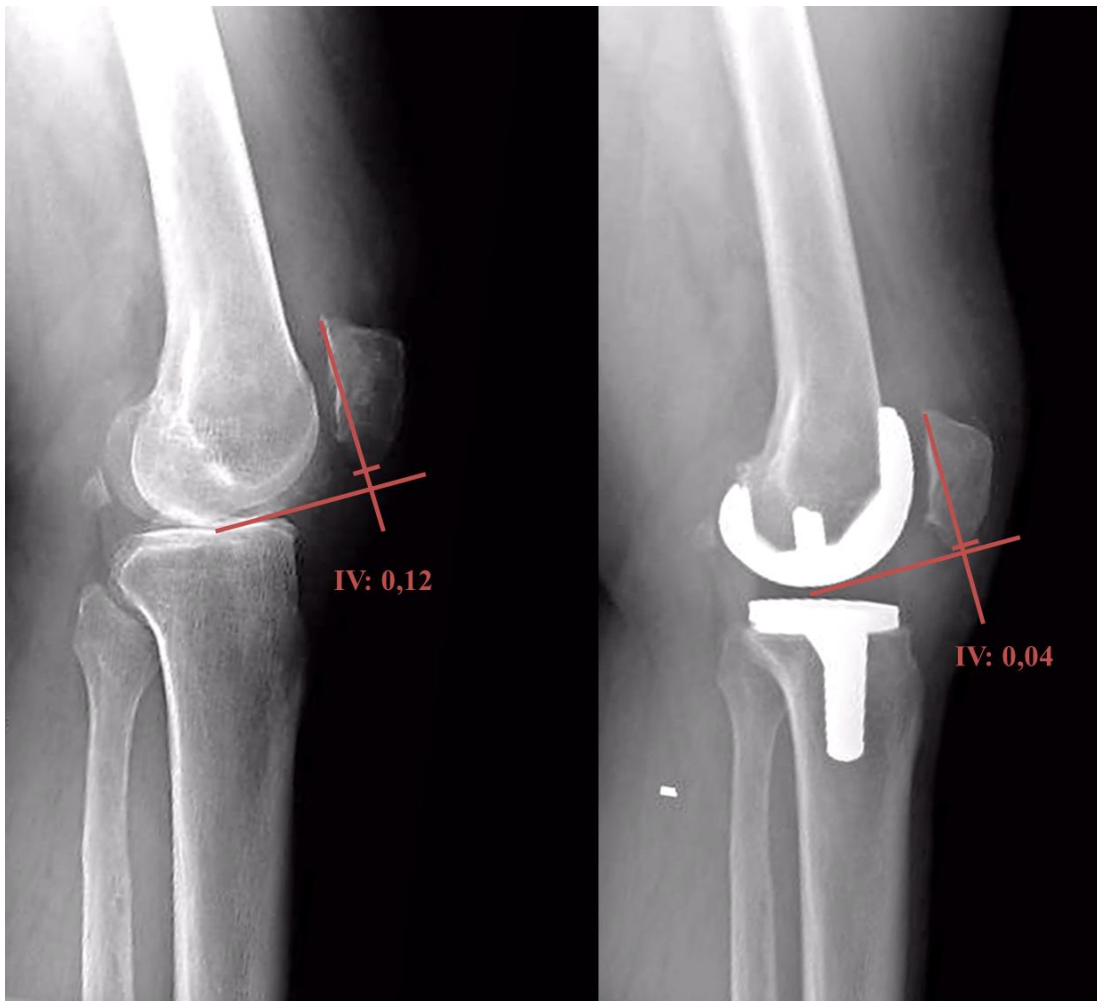
En Madrid a

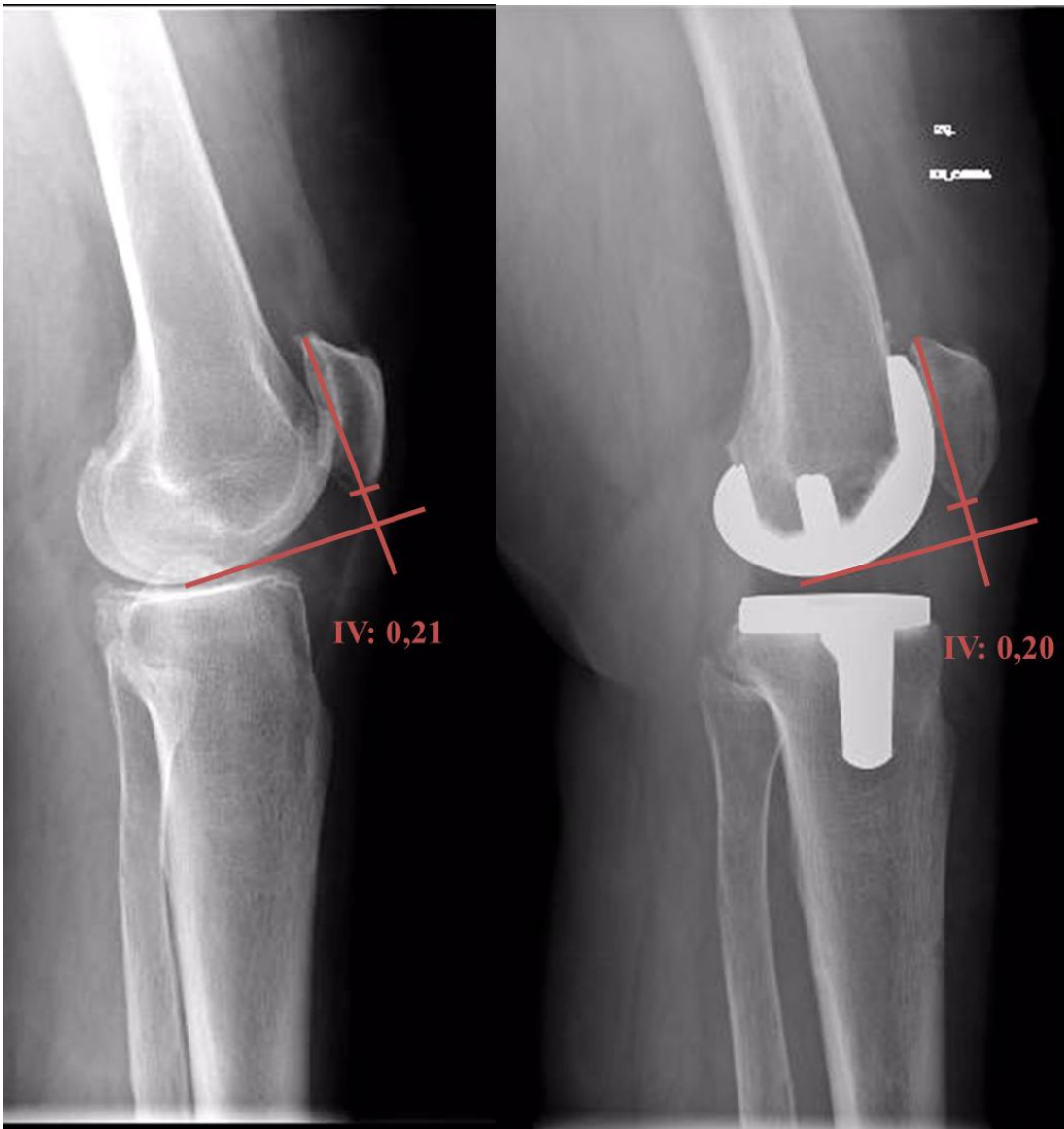
Fdo: El Médico

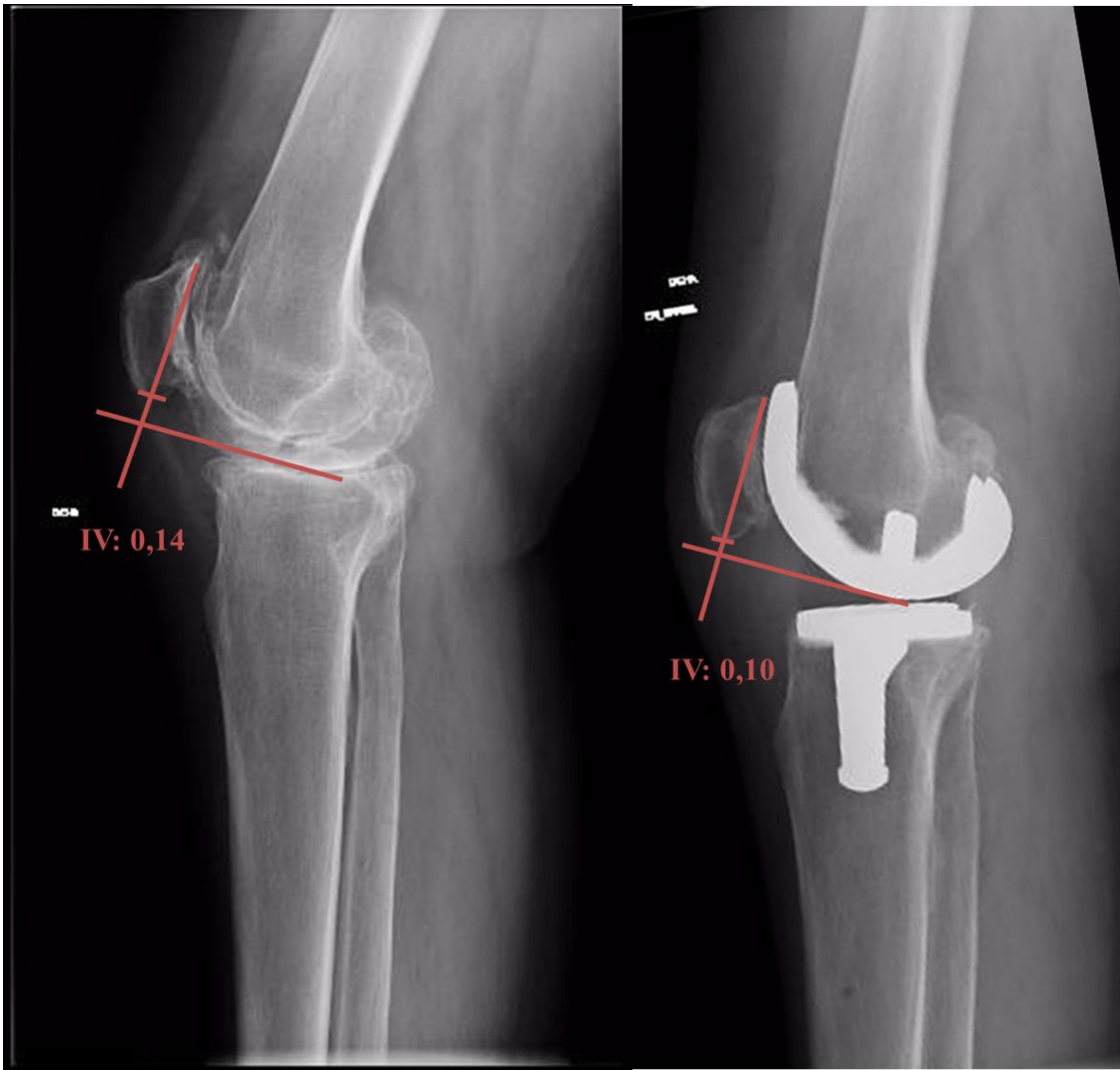
Fdo: El Paciente

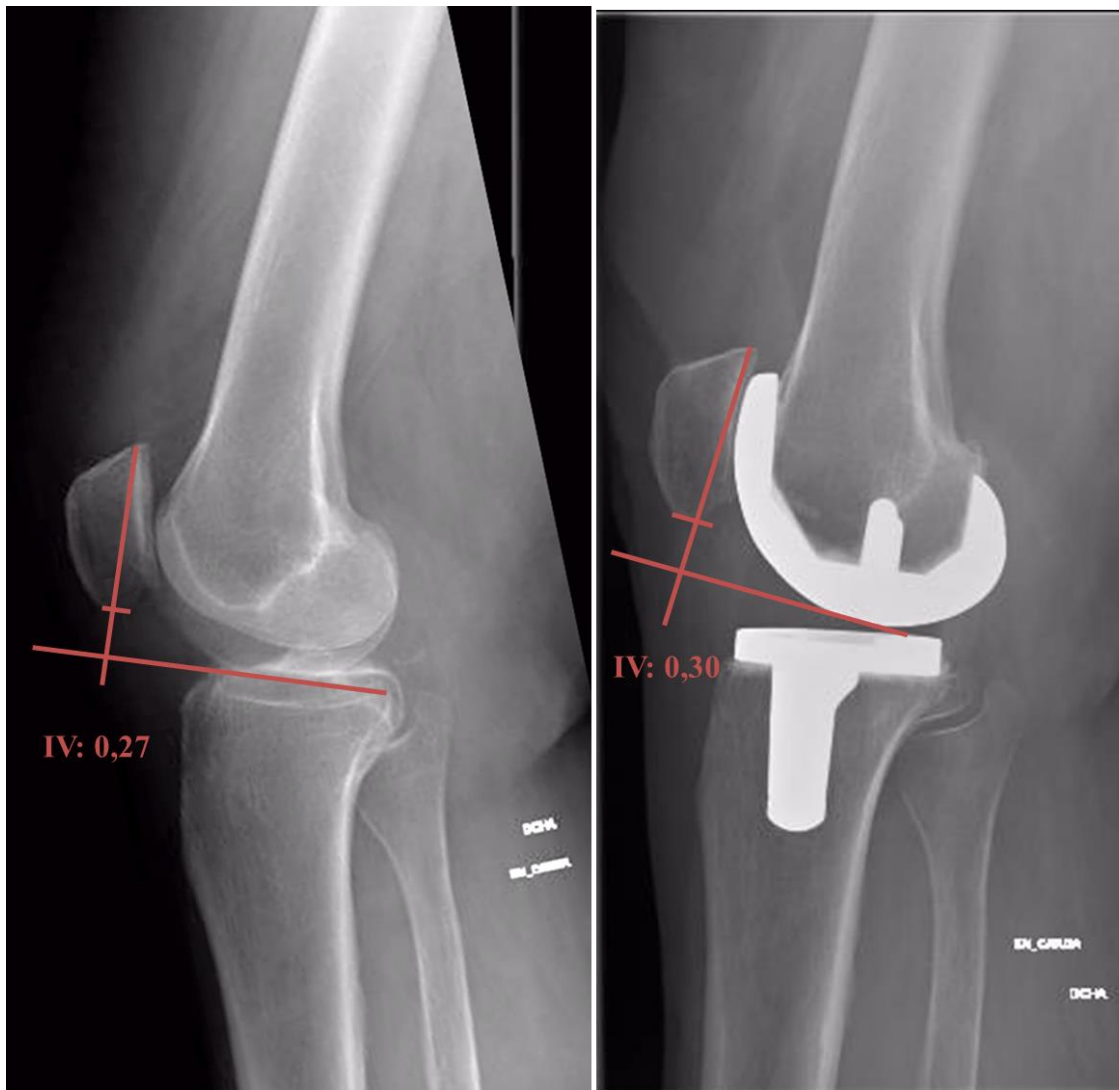
ANEXO IV

Medición del IV en radiografías pre y postquirúrgicas.









BIBLIOGRAFÍA

1. Aglietti P, Buzzi R, Gaudenzi A. Patellofemoral functional results and complications with the posterior stabilized total condylar knee prosthesis. *J Arthroplasty*. 1988;3(1):17-25.
2. Aglietti P, Insall JN, Walker PS, Trent P. A new patella prosthesis, design and application. *Clin Orthop Relat Res*. 1975(107):175-187.
3. Ahlberg A, Lindén B. The radiolucent zone in arthroplasty of the knee. *Acta Orthop Scand*. 1977;48(6):687-690.
4. Alfonso VS. *Cirugía de la rodilla, conceptos actuales y controversias*. Madrid: Ed. Médica Panamericana; 1995. 252 p.
5. Anouchi YS, McShane M, Kelly Jr F, Elting J, Stiehl J. Range of motion in total knee replacement. *Clin Orthop Relat Res*. 1996;331:87-92.
6. Anwar R, Kini SG, Sait S, Bruce WJ. Early clinical and radiological results of total knee arthroplasty using patient-specific guides in obese patients. *Arch Orthop Trauma Surg*. 2016;136(2):265-270.
7. Arima J, Whiteside LA, McCarthy DS, White SE. Femoral rotational alignment, based on the anteroposterior axis, in total knee arthroplasty in a valgus knee, a technical note. *J Bone Joint Surg Am*. 1995;77(9):1331-1334.
8. Baker P, Van der Meulen J, Lewsey J, Gregg P. The role of pain and function in determining patient satisfaction after total knee replacement. *Bone Joint J*. 2007;89(7):893-900.
9. Banks S, Riley P, Spector C, Hodge W. In vivo bearing motion with meniscal bearing TKR. *Orthop Translat*. 1991;15:544.
10. Banks SA, Hodge WA. 2003 Hap Paul Award Paper of the International Society for Technology in Arthroplasty, design and activity dependence of kinematics in fixed and mobile-bearing knee arthroplasties. *J Arthroplasty*. 2004;19(7):809-816.
11. Barba C, Cavalli-Sforza T, Cutter J, Darnton-Hill I. Appropriate body-mass index for Asian populations and its implications for policy and intervention strategies. *Lancet*. 2004;363(9403):157.
12. Bargren JH, Blaha J, Freeman M. Alignment in total knee arthroplasty, correlated biomechanical and clinical observations. *Clin Ortho Relat Res*. 1983;173:178-183.

13. Barrack RL, Wolfe MW, Waldman DA, Milicic M, Bertot AJ, Myers L. Resurfacing of the patella in total knee arthroplasty, a prospective, randomized, double-blind study. *J Bone Joint Surg Am.* 1997;79(8):1121-1131.
14. Bächis H, Perlick L, Lüring C, Kalteis T, Grifka J. CT-based and CT-free navigation in knee prosthesis implantation, results of a prospective study. *Unfallchirurg.* 2003;106(11):935-940.
15. Bächis H, Perlick L, Tingart M, Lüring C, Perlick C, Grifka J. Radiological results of image-based and non-image-based computer-assisted total knee arthroplasty. *Int Orthop.* 2004;28(2):87-90.
16. Bächis H, Perlick L, Tingart M, Lüring C, Zurakowski D, Grifka J. Alignment in total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br.* 2004;86(5):682-687.
17. Bellamy N. Pain assessment in osteoarthritis, experience with the WOMAC osteoarthritis index. *Semin Arthritis Rheum.* 1989;18(4):14-17.
18. Bellamy N, Buchanan WW, Goldsmith CH, Campbell J, Stitt LW. 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. *J Rheumatol.* 1988;15(12):1833-1840.
19. Berger R, Crossett L, Jacobs J, Rubash H. Malrotation causing patellofemoral complications after total knee arthroplasty. *Clin Ortho Relat Res.* 1998;356:144-153.
20. Bieger R, Huch K, Kocak S, Jung S, Reichel H, Kappe T. The influence of joint line restoration on the results of revision total knee arthroplasty, comparison between distance and ratio-methods. *Arch Orthop Trauma surg.* 2014;134(4):537-541.
21. Bierbaum BE, Callaghan JJ, Galante JO, Rubash HE, Tooms RE, Welch RB. An analysis of blood management in patients having a total hip or knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* 1999;81(1):2-10.
22. Blackburne J, Peel T. A new method of measuring patellar height. *J Bone Joint Surg Br.* 1977;59(2):241-242.
23. Blaimont P, Burnotte J, Baillon J, Duby P. Contribution biomécanique à l'étude des conditions d'équilibre dans le genou normal et pathologique. *Acta Orthop Belg.* 1971;37:573-591.
24. Bohler M, Messner M, Glos W, Riegler M. Computer navigated implantation of total knee prostheses-a radiological study. *Acta Chir Aust.* 2000;33:63.
25. Bourne R, Rorabeck C, Vaz M, Kramer J, Hardie R, Robertson D. Resurfacing versus not resurfacing the patella during total knee replacement. *Clin Orthop Relat Res.* 1995;321:156-161.
26. Boyd AD, Ewald FC, Thomas WH, Poss R, Sledge CB. Long-term complications after total knee arthroplasty with or without resurfacing of the patella. *J Bone Joint Surg Am.* 1993;75(5):674-681.

27. Bozic KJ, Kinder J, Meneghini RM, Meneghini M, Zurakowski D, Rosenberg AG, et al. Implant survivorship and complication rates after total knee arthroplasty with a third-generation cemented system, 5 to 8 years followup. *Clin Orthop Relat Res.* 2005(430):117-124.
28. Brugioni DJ, Andriacchi TP, Galante JO. A functional and radiographic analysis of the total condylar knee arthroplasty. *J Arthroplasty.* 1990;5(2):173-180.
29. Brys DA, Lombardi Jr AV, Mallory TH, Vaughn BK. A comparison of intramedullary and extramedullary alignment systems for tibial component placement in total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* 1991;263:175-179.
30. Bullens PH, van Loon CJ, de Waal Malefijt MC, Laan RF, Veth RP. Patient satisfaction after total knee arthroplasty, a comparison between subjective and objective outcome assessments. *J Arthroplasty.* 2001;16(6):740-747.
31. Cameron HU, Hunter GA. Failure in total knee arthroplasty: mechanisms, revisions, and results. *Clin Orthop Relat Res.* 1982;170:141-146.
32. Carli A, Aoude A, Reuven A, Matache B, Zukor DJ. Inconsistencies between navigation data and radiographs in total knee arthroplasty are system-dependent and affect coronal alignment. *Can J Surg.* 2014;57(5):305-313.
33. Carpenter JE, Kasman R, Matthews LS. Fractures of the patella. *Instr Course Lect.* 1993;43:97-108.
34. Castaing J, Burdin P, Santini J-J, Gouazé A. Anatomie fonctionnelle de l'appareil locomoteur, genou. Castaing J, Santini J-J, editors. Paris: Vigot; 1979.
35. Cates HE, Ritter MA, Keating EM, Faris PM. Intramedullary versus extramedullary femoral alignment systems in total knee replacement. *Clin Orthop Relat Res.* 1993;286:32-39.
36. Cheng CK, Lung CY, Lee YM, Huang CH. A new approach of designing the tibial baseplate of total knee prostheses. *Clin Biomech.* 1999;14(2):112-117.
37. Cheng T, Pan XY, Mao X, Zhang GY, Zhang XL. Little clinical advantage of computer-assisted navigation over conventional instrumentation in primary total knee arthroplasty at early follow-up. *Knee.* 2012;19(4):237-245.
38. Chesney D, Sales J, Elton R, Brenkel IJ. Infection after knee arthroplasty, a prospective study of 1509 cases. *J Arthroplasty.* 2008;23(3):355-359.
39. Clemens U, Konermann WH, Kohler S, Kiefer H, Jenny J, Miehle R. Computer-assisted navigation with the OrthoPilot system using the search evolution TKA prosthesis. In: Stehl J, Konermann W, Haaker R, editors. *Navigation and robotics in total joint and spine surgery.* Berlin: Springer-Verlag; 2004. p. 234-241.
40. Cooke TDV, Bryant JT, Scudamore RA. Biomechanical factors in alignment and arthritic disorders of the knee. In: Fu FH, Harner CD, Vince KG, editors. *Knee surgery.* Baltimore: Williams and Wilkins; 1994. p. 1061-1078.

41. Coyte PC, Hawker G, Croxford R, Wright JG. Rates of revision knee replacement in Ontario, Canada. *J Bone Joint Surg Am.* 1999;81(6):773-782.
42. Cram P, Lu X, Kates SL, Singh JA, Li Y, Wolf BR. Total knee arthroplasty volume, utilization, and outcomes among Medicare beneficiaries, 1991-2010. *Jama.* 2012;308(12):1227-1236.
43. D'Lima DD, Patil S, Steklov N, Colwell Jr CW. An ABJS best paper, dynamic intraoperative ligament balancing for total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* 2007;463:208-212.
44. Dawson J, Fitzpatrick R, Murray D, Carr A. Questionnaire on the perceptions of patients about total knee replacement. *J Bone Joint Surg Br.* 1998;80(1):63-69.
45. De Dios M, Cordero-Ampuero J. Factores de riesgo para la infección en prótesis de rodilla, incluyendo la fractura intraoperatoria y la trombosis venosa profunda, no descritos previamente. *Rev Esp Cir Ortop Traumatol.* 2015;59(1):36-43.
46. Dennis DA, Komistek RD, Mahfouz MR. In vivo fluoroscopic analysis of fixed-bearing total knee replacements. *Clin Orthop Relat Res.* 2003;410:114-130.
47. Dorr LD, Boiardo RA. Technical considerations in total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* 1986;205:5-11.
48. Dowsey MM, Choong PF. Obese diabetic patients are at substantial risk for deep infection after primary TKA. *Clin Orthop Relat Res.* 2009;467(6):1577-1581.
49. Dowsey MM, Choong PF. The utility of outcome measures in total knee replacement surgery. *Int J Rheumatol.* 2013;2013(1):8.
50. Drake B, Callahan CM, Dittus RS, Wright JG. Global rating systems used in assessing knee arthroplasty outcomes. *J Arthroplasty.* 1994;9(4):409-417.
51. Dugdale TW, Noyes FR, Styer D. Preoperative planning for high tibial osteotomy the effect of lateral tibiofemoral separation and tibiofemoral length. *Clin Orthop Relat Res.* 1992;274:248-264.
52. Egund N, Lundin A, Wallengren N. The vertical position of the patella a new radiographic method for routine use. *Acta Radiol.* 1988;29(5):555-558.
53. Engh GA, Dwyer KA, Hanes CK. Polyethylene wear of metal-backed tibial components in total and unicompartmental knee prostheses. *Bone Joint J.* 1992;74(1):9-17.
54. Ensini A, Catani F, Biasca N, Belvedere C, Giannini S, Leardini A. Joint line is well restored when navigation surgery is performed for total knee arthroplasty. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2012;20(3):495-502.
55. Fantozzi S, Benedetti MG, Leardini A, Banks SA, Cappello A, Assirelli D, et al. Fluoroscopic and gait analysis of the functional performance in stair ascent of two total knee replacement designs. *Gait Posture.* 2003;17(3):225-234.

56. Faris PM, Herbst SA, Ritter MA, Keating EM. The effect of preoperative knee deformity on the initial results of cruciate-retaining total knee arthroplasty. *J Arthroplasty*. 1992;7(4):527-530.
57. Fayers PM, Machin D. Quality of life, the assessment, analysis and interpretation of patient-reported outcomes. 2 ed. England: John Wiley and Sons; 2013.
58. Felson DT, Zhang Y. An update on the epidemiology of knee and hip osteoarthritis with a view to prevention. *Arthritis Rheumatol*. 1998;41(8):1343-1355.
59. Feng EL, Stulberg SD, Wixson RL. Progressive subluxation and polyethylene wear in total knee replacements with flat articular surfaces. *Clin Orthop Relat Res*. 1994;299:60-71.
60. Fern E, Winson I, Getty C. Anterior knee pain in rheumatoid patients after total knee replacement, possible selection criteria for patellar resurfacing. *J Bone Joint Surg Br*. 1992;74(5):745-748.
61. Fick R. *Handbuch der anatomie und mechanik der gelenke*. Alemania: G. Fisher; 1904. 367 p.
62. Firestone TP, Eberle RW. Surgical management of symptomatic instability following failed primary total knee replacement. *J Bone Joint Surg Am*. 2006;88(4):80-84.
63. Frain P, Fontaine C, D'Hondt D. Contraintes du genou par dérangement ménisco-ligamentaire, etude de l'articulation condylo-tibiale interne, méthode cinématique expérimentale. *Rev Chir Orthop Appar Mot*. 1984;70(5):361-369.
64. Frain PH. Retentissement sur le genou des atteintes de la hanche, bases théoriques. *Rev Chir Orthop Appar Mot*. 1967;53:713-714.
65. Freeman MAR. *Arthritis of the knee, clinical features and surgical management*. New York: Springer-Verlag; 1980. 282 p.
66. Fuiko R, Kotten B, Zettl R, Ritschl P. The accuracy of palpation from orientation points for the navigated implantation of knee prostheses. *Orthopade*. 2004;33(3):338-343.
67. Gabriel SE, Michaud K. Epidemiological studies in incidence, prevalence, mortality, and comorbidity of the rheumatic diseases. *Arthritis Res Ther*. 2009;11(3):229.
68. Goh GSH, Razak HRBA, Tan JYW, Yeo SJ. Intraoperative measurements of oint line changes using computer navigation do not correlate with postoperative radiographic measurements in total knee arthroplasty. *J Arthroplasty*. 2017;32(1):61-65.
69. Goldstein SA, Wilson DL, Sonstegard DA, Matthews LS. The mechanical properties of human tibial trabecular bone as a function of metaphyseal location. *J Biomech*. 1983;16(12):965-969.

70. Goodfellow J, Hungerford DS, Woods C. Patello-femoral joint mechanics and pathology, chondromalacia patellae. *J Bone Joint Surg Br.* 1976;58(3):291-299.
71. Gustilo RB, Kyle RF, Templeman D. *Fractures and Dislocations.* Barcelona: Mosby Doyma; 1996. 552 p.
72. Guyatt GH, Feeny DH, Patrick DL. Measurement of health-related quality of life in heart failure. *J Am Coll Cardiol.* 1993;22(4):185-191.
73. Haaker RG, Stockheim M, Kamp M, Proff G, Breitenfelder J, Ottersbach A. Computer-assisted navigation increases precision of component placement in total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* 2005;433:152-159.
74. Haas BD, Komistek RD, Stiehl JB, Anderson DT, Northcut EJ. Kinematic comparison of posterior cruciate sacrifice versus substitution in a mobile bearing total knee arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2002;17(6):685-692.
75. Hetaimish BM, Khan MM, Simunovic N, Al-Harbi HH, Bhandari M, Zalzal PK. Meta-analysis of navigation vs conventional total knee arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2012;27(6):1177-1182.
76. Huberti H, Hayes W, Stone J, Shybut G. Force ratios in the quadriceps tendon and ligamentum patellae. *J Orthop Res.* 1984;2(1):49-54.
77. Huijbregts HJ, Khan RJ, Fick DP, Jarrett OM, Haebich S. Prosthetic alignment after total knee replacement is not associated with dissatisfaction or change in Oxford Knee Score, a multivariable regression analysis. *Knee.* 2016;23(3):535-539.
78. Hungerford DS, Krackow KA. Total joint arthroplasty of the knee. *Clin Orthop Relat Res.* 1985;192:23-33.
79. Hutt J, Massé V, Lavigne M, Vendittoli P-A. Functional joint line obliquity after kinematic total knee arthroplasty. *Int Orthop.* 2016;40(1):29-34.
80. Hvid I, Nielsen S. Total condylar knee arthroplasty, prosthetic component positioning and radiolucent lines. *Acta Orthop Scand.* 1984;55(2):160-165.
81. Iacono F, Raspugli G, Bruni D, Filardo G, Zaffagnini S, Luetzow W, et al. The adductor tubercle as an important landmark to determine the joint line level in total knee arthroplasty, from radiographs to surgical theatre. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2014;22(12):3034-3038.
82. Insall JN. Technique of total knee replacement. *Instr Course Lect.* 1981;30:324-333.
83. Insall JN, Dorr LD, Scott RD, Scott WN. Rationale of the Knee Society clinical rating system. *Clin Orthop Relat Res.* 1989;248:13-14.
84. Insall JN, Ranawat CS, Aglietti P, Shine J. A comparison of four models of total knee replacement prostheses. *J Bone Joint Surg Am.* 1976;58(6):754-765.

85. Insall JN, Salvati E. Patella position in the normal knee joint. *Radiology*. 1971;101(1):101-104.
86. Jenny J, Boeri C. Navigated implantation of total knee endoprostheses, a comparative study with conventional instrumentation. *Z Orthop Ihre Grenzgeb*. 2000;139(2):117-119.
87. Jones CA, Voaklander DC, Johnston DWC, Suarez-Almazor ME. The effect of age on pain, function, and quality of life after total hip and knee arthroplasty. *Arch Intern Med*. 2001;161(3):454-460.
88. Jonishi K, Kaneyama R, Higashi H, Oinuma K, Shiratsuchi H. Evaluation of the joint line created by the femoral posterior condylar pre-cut technique in total knee arthroplasty. *Bone Joint J*. 2016;98(2):84-84.
89. Joseph J, Kaufman EE. Preliminary results of Miller-Galante uncemented total knee arthroplasty. *Orthop*. 1990;13(5):511-516.
90. Kagan A. Mechanical causes of loosening in knee joint replacement. *J Biomech*. 1977;10(7):387-391.
91. Kamina P, Francke J. Anatomie. Introduction a la clinique. . In: Danowski RG, editor. *Arthrologie ded membres, description et fonction*. Paris: Maloine; 1988. p. 115-200.
92. Kane R, Saleh K, Wilt T, Bershinsky B, Cross 3rd W, MacDonald R, et al. Total knee replacement, summary: AHRQ Publication; 2003. 40 p.
93. Kanekasu K, Banks SA, Honjo S, Nakata O, Kato H. Fluoroscopic analysis of knee arthroplasty kinematics during deep flexion kneeling. *J Arthroplasty*. 2004;19(8):998-1003.
94. Kaneyama R, Otsuka M, Shiratsuchi H, Oinuma K, Miura Y, Tamaki T. Criteria for preserving posterior cruciate ligament depending on intra-operative gap measurement in total knee replacement. *Bone Joint Res*. 2014;3(4):95-100.
95. Katipalli G, Deakin AH, Greaves J, Reynolds T, Picard F. One-year followup of 214 total knee arthroplasties with navigated columbus implants. *Orthopedics*. 2008;31(10):77-81.
96. Katz MM, Hungerford DS, Krackow KA, Lennox DW. Reflex sympathetic dystrophy as a cause of poor results after total knee arthroplasty. *J Arthroplasty*. 1986;1(2):117-124.
97. Kaufer H. Mechanical function of the patella. *J Bone Joint Surg Am*. 1971;53(8):1551-1560.
98. Kaufer H. Patellar biomechanics. *Clin Orthop Relat Res*. 1979;144:51-54.
99. Kellgren J, Lawrence J. Radiological assessment of osteo-arthritis. *Ann Rheum Dis*. 1957;16(4):494.

100. Kienzle III TC, Stulberg SD, Peshkin M, Quaid A, Ambarish JL, Lea J, et al. A computer-assisted total knee replacement surgical system using a calibrated robot. MIT Press. 1996.
101. Koenen P, Schneider MM, Fröhlich M, Driessen A, Bouillon B, Bächli H. Reliable alignment in total knee arthroplasty by the use of an iPod-based navigation system. *Adv Orthop*. 2016;2016(1):7.
102. Kreibich D, Vaz M, Bourne R, Rorabeck C, Kim P, Hardie R, et al. What is the best way of assessing outcome after total knee replacement. *Clin Orthop Relat Res*. 1996;331:221-225.
103. Lampe F, Hille E. Navigated implantation of the Columbus total knee arthroplasty with the OrthoPilot System, version 4.0. In: James BS, Werner HK, Rolf GH, editors. *Navigation and Robotics in Total Joint and Spine Surgery*. New York: Springer; 2004. p. 248-253.
104. Lancourt J, Cristini J. Patella alta and patella infera. Their etiological role in patellar dislocation, chondromalacia, and apophysitis of the tibial tubercle. *J Bone Joint Surg Am*. 1975;57(8):1112-1115.
105. Laskin RS. Flexion space configuration in total knee arthroplasty. *J Arthroplasty*. 1995;10(5):657-660.
106. Laurin C, Dussault R, Levesque H. The tangential x-ray investigation of the patellofemoral joint: x-ray technique, diagnostic criteria and their interpretation. *Clin Orthop Relat Res*. 1979;144:16-26.
107. Levitsky KA, Harris WJ, Mcmanus J, Scott RD. Total knee arthroplasty without patellar resurfacing, clinical outcomes and long-term follow-up evaluation. *Clin Orthop Relat Res*. 1993;286:116-121.
108. Lieb FJ, Perry J. Quadriceps function, an anatomical and mechanical study using amputated limbs. *J Bone Joint Surg Am*. 1968;50(8):1535-1548.
109. Liow MHL, Xia Z, Wong MK, Tay KJ, Yeo SJ, Chin PL. Robot-assisted total knee arthroplasty accurately restores the joint line and mechanical axis, a prospective randomised study. *J Arthroplasty*. 2014;29(12):2373-2377.
110. Liow RY, Walker K, Wajid MA, Bedi G, Lennox CM. Functional rating for knee arthroplasty, comparison of three scoring systems. *Orthopedics*. 2003;26(2):143-149.
111. Lizaur Utrilla A, Marco Gomez L, Gracia Rodriguez I. Posición de los componentes en la prótesis total de rodilla y su correlación clínica. *Rev Esp Cir Ortop Traumatol*. 1998;42(6):438-442.
112. Lohmander LS, de Verdier MG, Roloff J, Nilsson PM, Engström G. Incidence of severe knee and hip osteoarthritis in relation to different measures of body mass, a population-based prospective cohort study. *Ann Rheum Dis*. 2009;68(4):490-496.

113. Longstaff LM, Sloan K, Stamp N, Scaddan M, Beaver R. Good alignment after total knee arthroplasty leads to faster rehabilitation and better function. *J Arthroplasty*. 2009;24(4):570-578.
114. López Ortiz R, Valverde Cámara F, Quintero Quesada J, Zurita Uroz N, Gálvez Sánchez-Rando S, De Gálvez Aranda I, et al. Valoración radiológica de la inestabilidad rotuliana. *Rev Soc Andaluza Traumatol Ortop*. 2001;21(2):230-237.
115. Malkani AL, Rand JA, Bryan RS, Wallrichs SL. Total knee arthroplasty with the kinematic condylar prosthesis, a ten year followup study. *J Bone Joint Surg Am*. 1995;77(3):423-431.
116. Mannan A, Smith T, Sagar C, London N, Molitor P. No demonstrable benefit for coronal alignment outcomes in PSI knee arthroplasty, a systematic review and metaanalysis. *Orthop Traumatol Surg Res*. 2015;101(4):461-468.
117. Maquet PG. Biomechanics of the knee, with application to the pathogenesis and the surgical treatment of osteoarthritis. New York: Springer Science; 2012. 237 p.
118. Marks K, Bentley G. Patella alta and chondromalacia. *J Bone Joint Surg Am*. 1978;60(1):71-73.
119. Martin JW, Whiteside LA. The influence of joint line position on knee stability after condylar knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*. 1990;259:146-156.
120. Mason JB, Fehring TK, Estok R, Banel D, Fahrbach K. Meta-analysis of alignment outcomes in computer-assisted total knee arthroplasty surgery. *J Arthroplasty*. 2007;22(8):1097-1106.
121. Math KR, Ghelman B, Potter HG. Imaging of the patellofemoral joint. In: Scuderi BR, editor. *The patella*. New York: Springer Verlag; 1995. p. 83-125.
122. Matsumoto T, Tsumura N, Kurosaka M, Muratsu H, Kuroda R, Ishimoto K, et al. Prosthetic alignment and sizing in computer-assisted total knee arthroplasty. *Int Orthop*. 2004;28(5):282-285.
123. Matthews LS, Sonstegard DA, Henke JA. Load bearing characteristics of the patellofemoral joint. *Acta Orthop Scand*. 1977;48(5):511-516.
124. McAuley J, Engh G, Ammeen D. Treatment of the unstable total knee arthroplasty. *Instr Course Lect*. 2003;53:237-241.
125. Merchant AC, Mercer RL, Jacobsen RH, Cool CR. Roentgenographic analysis of patellofemoral congruence. *J Bone Joint Surg Am*. 1974;56(7):1391-1396.
126. Mont MA, Serna FK, Krackow KA, Hungerford DS. Exploration of radiographically normal total knee replacements for unexplained pain. *Clin Orthop Relat Res*. 1996;331:216-220.
127. Moon YW, Kim HJ, Ahn HS, Park CD, Lee DH. Comparison of soft tissue balancing, femoral component rotation, and joint line change between the gap balancing

and measured resection techniques in primary total knee arthroplasty, a meta-analysis. *Medicine*. 2016;95(39):5006.

128. Moreland JR, Bassett L, Hanker G. Radiographic analysis of the axial alignment of the lower extremity. *J Bone Joint Surg Am*. 1987;69(5):745-749.

129. Mujica BE. Desviaciones de los ejes de miembros inferiores en la infancia. Ponencia oficial española no XII congreso hispano-luso de cirugía ortopédica y traumatológica; Oviedo y Gijón: SECOT; 1981. p. 47-49.

130. Murray DW, Fitzpatrick R, Rogers K, Pandit H, Beard DJ, Carr A, et al. The use of the Oxford hip and knee scores. *J Bone Joint Surg Br*. 2007;89(8):1010-1014.

131. Myasoedova E, Davis JM, Crowson CS, Gabriel SE. Epidemiology of rheumatoid arthritis, rheumatoid arthritis and mortality. *Curr Rheumatol Rep*. 2010;12(5):379-385.

132. Nam D, Weeks KD, Reinhardt KR, Nawabi DH, Cross MB, Mayman DJ. Accelerometer-based, portable navigation vs imageless, large-console computer-assisted navigation in total knee arthroplasty, a comparison of radiographic results. *J Arthroplasty*. 2013;28(2):255-261.

133. Nicholls DW, Dorr LD. Revision surgery for stiff total knee arthroplasty. *J Arthroplasty*. 1990;5:73-77.

134. Norman O, Egund N, Ekelund L, Rünow A. The vertical position of the patella. *Acta Orthop Scand*. 1983;54(6):908-913.

135. Nüesch E, Dieppe P, Reichenbach S, Williams S, Iff S, Jüni P. All cause and disease specific mortality in patients with knee or hip osteoarthritis, population based cohort study. *Br Med J*. 2011;342:1165.

136. Organization WH. El estado físico, uso e interpretación de la antropometría, informe de un Comité de Expertos de la OMS. Serie de informes técnicos, 854. Ginebra: Organización Mundial de la Salud; 1995. p. 521.

137. Organization WH. Obesity, preventing and managing the global epidemic. WHO technical report series, 894. Ginebra: World Health Organization; 2000. p. 252.

138. Oswald MH, Jakob RP, Schneider E, Hoogewoud H-M. Radiological analysis of normal axial alignment of femur and tibia in view of total knee arthroplasty. *J Arthroplasty*. 1993;8(4):419-426.

139. Paley D, Bhatnagar J, Herzenberg JE, Bhave A. New procedures for tightening knee collateral ligaments in conjunction with knee realignment osteotomy. *Orthop Clin North Am*. 1994;25(3):533-555.

140. Paley D, Tetsworth K. Mechanical axis deviation of the lower limbs, preoperative planning of uniapical angular deformities of the tibia or femur. *Clin Orthop Relat Res*. 1992;280:48-64.

141. Palmer ML, Epler ME. Fundamentos de las técnicas de evaluación musculoesquelética. Barcelona: Paidotribo; 2002. 488 p.
142. Parker MJ, Roberts CP, Hay D. Closed suction drainage for hip and knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* 2004;86(6):1146-1152.
143. Parratte S, Pagnano MW, Trousdale RT, Berry DJ. Effect of postoperative mechanical axis alignment on the fifteen-year survival of modern, cemented total knee replacements. *J Bone Joint Surg.* 2010;92(12):2143-2149.
144. Patel VP, Walsh M, Sehgal B, Preston C, DeWal H, Di Cesare PE. Factors associated with prolonged wound drainage after primary total hip and knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg.* 2007;89(1):33-38.
145. Paulos LE, Wnorowski DC, Greenwald AE. Infrapatellar contracture syndrome diagnosis, treatment, and long-term followup. *Am J Sports Med.* 1994;22(4):440-449.
146. Pauwels F. Biomécanique de la hanche saine et pathologique. Alemania: Springer Verlag; 1977.
147. Peeples R, Margo M. Function after patellectomy. *Clin Orthop Relat Res.* 1978;132:180-185.
148. Peersman G, Laskin R, Davis J, Peterson M. Infection in total knee replacement, a retrospective review of 6489 total knee replacements. *Clin Orthop Relat Res.* 2001;392:15-23.
149. Petersen TL, Engh GA. Radiographic assessment of knee alignment after total knee arthroplasty. *J Arthroplasty.* 1988;3(1):67-72.
150. Petersson IF, Boegård T, Saxne T, Silman AJ, Svensson B. Radiographic osteoarthritis of the knee classified by the Ahlbäck and Kellgren and Lawrence systems for the tibiofemoral joint in people aged 35–54 years with chronic knee pain. *Ann Rheum Dis.* 1997;56(8):493-496.
151. Picard F, Leitner F, Saragaglia D, Cinquin P. Mise en place d'une prothèse totale du genou assistée par ordinateur, a propos de 7 implantations sur cadavre. *Rev Chir Orthop.* 1997;83(2):31.
152. Piscitelli P, Iolascon G, Di Tanna G, Bizzi E, Chitano G, Argentiero A, et al. Socioeconomic burden of total joint arthroplasty for symptomatic hip and knee osteoarthritis in the Italian population, a 5-year analysis based on hospitalization records. *Arthritis Care and Res.* 2012;64(9):1320-1327.
153. Pitto R, Graydon A, Bradley L, Malak S, Walker C, Anderson I. Accuracy of a computer-assisted navigation system for total knee replacement. *Bone Joint J.* 2006;88(5):601-605.
154. Rajgopal V, Bourne RB, Chesworth BM, MacDonald SJ, McCalden RW, Rorabeck CH. The impact of morbid obesity on patient outcomes after total knee arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2008;23(6):795-800.

155. Ramadier JO, Buard J, Lortat-Jacob A, Benoit J. Mesure radiologique des déformations frontales du genou. Procédé du profil vrai radiologique. *Rev Chir Orthop.* 1982;68:75-78.
156. Rand JA, Morrey BF, Bryan RS. Patellar tendon rupture after total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* 1989;244:233-238.
157. Reider B, Marshall J, Koslin B, Ring B, Girgis F. The anterior aspect of the knee joint. *J Bone Joint Surg Am.* 1981;63(3):351-356.
158. Ries MD, Haas SB, Windsor RE. Soft-tissue balance in revision total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* 2003;85(1):38-42.
159. Ritter MA, Berend ME, Meding JB, Keating EM, Faris PM, Crites BM. Long-term followup of anatomic graduated components posterior cruciate-retaining total knee replacement. *Clin Orthop Relat Res.* 2001(388):51-57.
160. Ritter MA, Faris PM, Keating EM, Meding JB. Postoperative alignment of total knee replacement its effect on survival. *Clin Orthop Relat Res.* 1994;299:153-156.
161. Robertsson O, Dunbar M, Pehrsson T, Knutson K, Lidgren L. Patient satisfaction after knee arthroplasty, a report on 27,372 knees operated on between 1981 and 1995 in Sweden. *Acta Orthop Scand.* 2000;71(3):262-267.
162. Rodríguez-Merchán E, Ortega-Andreu M, Agüera-Gavaldá M, Alonso-Carro G. Planificación preoperatoria de los recambios protésicos de rodilla. *Rev Esp Cir Ortop Traumatol.* 2000;2:194-201.
163. Rosencher N, Kerckamp HE, Macheras G, Munuera L, Menichella G, Barton DM, et al. Orthopedic Surgery Transfusion Hemoglobin European Overview (OSTHEO) study, blood management in elective knee and hip arthroplasty in Europe. *Transfusion.* 2003;43(4):459-469.
164. Schiphof D, Boers M, Bierma-Zeinstra SM. Differences in descriptions of Kellgren and Lawrence grades of knee osteoarthritis. *Ann Rheum Dis.* 2008;67(7):1034-1036.
165. Schlöndorff G. Computer-assisted surgery, historical remarks. *Comput Aided Surg.* 1998;3(4):150-152.
166. Scott RD, Chmell MJ. Balancing the posterior cruciate ligament during cruciate-retaining fixed and mobile-bearing total knee arthroplasty, description of the pull-out lift-off and slide-back tests. *J Arthroplasty.* 2008;23(4):605-608.
167. Scuderi GR. Revision total knee arthroplasty, how much constraint is enough. *Clin Orthop Relat Res.* 2001;392:300-305.
168. Seon JK, Song EK. Joint line and patellar height restoration after revision total knee arthroplasty. *Indian J Orthop.* 2016;50(2):159.

169. Serra-Sutton V, Allepuz A, Martínez O, Espallargues M. Factores relacionados con la calidad de vida al año de la artroplastia total de cadera y rodilla, estudio multicéntrico en Cataluña. *Rev Esp Cir Ortop Traumatol*. 2013;57(4):254-262.
170. Siegel JL, Shall LM. Femoral instrumentation using the anterosuperior iliac spine as a landmark in total knee arthroplasty, an anatomic study. *J Arthroplasty*. 1991;6(4):317-320.
171. Singh JA, Vessely MB, Harmsen WS, Schleck CD, Melton LJ, Kurland RL, et al. A population-based study of trends in the use of total hip and total knee arthroplasty, 1969-2008. *Mayo Clin Proc*. 2010;85(10):898-904.
172. Tew M, Waugh W. Tibiofemoral alignment and the results of knee replacement. *J Bone Joint Surg*. 1985;67(4):551-556.
173. Thomine J, Boudjemaa A, Gibon Y, Biga N. Les écarts varisants dans la gonarthrose. Fondement théorique et essai d'évaluation pratique. *Rev Chir Orthop*. 1981;67:319-327.
174. Uvehammer J, Karrholm J, Brandsson S, Herberts P. In vivo kinematics of total knee arthroplasty, flat compared with concave tibial joint surface. *J Orthop Res*. 2000;18(6):856-864.
175. Vaidya SV, Ranawat CS, Aroojis A, Laud N. Anthropometric measurements to design total knee prostheses for the Indian population. *The Journal of arthroplasty*. 2000;15(1):79-85.
176. Vaquero J, Macule F, Bello S, Chana F, Forriol F. Consenso SECOT sobre artroplastia de rodilla dolorosa. *Rev Esp Cir Ortop Traumatol*. 2013;57(5):348-358.
177. Villanueva M, Ríos-Luna A, Pereiro J, Fahandezh-Saddi H, Villa A. Soluciones técnicas para la patela baja y artrofibrosis sobre prótesis total de rodilla. *Rev Esp Cir Ortop Traumatol*. 2006;50(4):268-276.
178. Vince KG, Insall JN, Kelly MA. The total condylar prosthesis, 10-to 12-year results of a cemented knee replacement. *J Bone Joint Surg*. 1989;71(5):793-797.
179. Ware Jr JE, Sherbourne CD. The MOS 36-item short-form health survey (SF-36), conceptual framework and item selection. *Med Care*. 1992;30:473-483.
180. Wasielewski RC, Galante JO, Leighty RM, Natarajan RN, Rosenberg AG. Wear patterns on retrieved polyethylene tibial inserts and their relationship to technical considerations during total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*. 1994;299:31-43.
181. Waslewski GL, Marson BM, Benjamin JB. Early incapacitating instability of posterior cruciate ligament-retaining total knee arthroplasty. *J Arthroplasty*. 1998;13(7):763-767.
182. Whiteside LA, Kasselt MR, Haynes DW. Varus-valgus and rotational stability in rotationally unconstrained total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*. 1987;219:147-157.

183. Windsor RE, Scuderi GR, Moran MC, Insall JN. Mechanisms of failure of the femoral and tibial components in total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* 1989;248:15-20.
184. Wright RJ, Sledge CB, Poss R, Ewald FC, Walsh ME, Lingard EA. Patient-reported outcome and survivorship after Kinemax total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* 2004;86(11):2464-2470.
185. Wylde V, Blom AW. Assessment of outcomes after hip arthroplasty. *Hip Int.* 2009;19(1):1-7.
186. Yamamura K, Minoda Y, Mizokawa S, Ohta Y, Sugama R, Nakamura S, et al. Novel alignment measurement technique for total knee arthroplasty using patient specific instrumentation. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2017;137(3):401-407.
187. Yee L, Dorr L. Preservation of the joint line in total knee arthroplasty. In: Dorr L, editor. *The Knee: Papers of the first scientific meeting of the knee society.* Baltimore: University Park Press; 1985. p. 75-82.
188. Yoshioka Y, Siu D, Cooke T. The anatomy and functional axes of the femur. *J Bone Joint Surg Am.* 1987;69(6):873-880.