

REVISTA.

Cirugía Reconstructiva de Cadera y Rodilla



www.acarorevista.org.ar

Julio 2020
Vol.6 - Núm. 1
ISSN 2683-9350

ACARO

Reglamento de Publicaciones

Revista Acaro

Información general

La “Revista Cirugía Reconstructiva de Cadera y Rodilla” es un órgano de la Asociación Argentina para el Estudio de la Cadera y la Rodilla (ACARO) que publica artículos originales, revisados por pares, relacionados con el diagnóstico, tratamiento y fisiopatología de la cadera y la rodilla, junto con artículos por invitación, casuística e investigación. También se publican técnicas por video.

Los artículos son publicados en la revista digital.

El material que requiera un trabajo editorial importante se devolverá sin revisión para su corrección previa a la revisión.

La Revista utiliza una revisión por pares anónima en la evaluación de manuscritos para su publicación.

Los autores deben enviar los manuscritos electrónicamente a la cuenta de mail revista.acaro@gmail.com

Comunicaciones acerca del manuscrito serán enviadas por e-mail.

LOS MANUSCRITOS

Características

1. El texto deberá ser enviado en formato Microsoft Office Word (hasta versiones 2007) en un solo archivo.
2. En archivos separados e individuales deberán ser enviadas cada una de las fotografías, como archivo adjunto en JPG.
3. Las fotografías deberán estar numeradas cronológicamente.
4. Las referencias de las fotografías deberán ser enviadas en un archivo de Word, indicando la figura a la que corresponde cada referencia, y separado del archivo del texto.
5. Asimismo, las tablas también deberán ser preparadas en Word y/o Excel y enviadas en archivos separados al texto.
6. El texto deberá ser presentado sin sangrías, con interlineado 1,5. La hoja deberá ser A4. El tipo de letra Arial y el tamaño del cuerpo 12.
7. Los términos anatómicas deberán corresponderse a la Terminología Anatómica – “International Anatomical Terminology”.

Preparación

Deberá contar con una primer hoja la cual contenga:

1. Título del trabajo, Apellido y Nombre del/os autor/es con su grado (ejemplo: Dr. o Licenciado en..), Lugar de realización, Información de contacto, Calificación del nivel de evidencia, Declaración de conflicto de intereses.
2. Todos estos datos deberán ser cargados durante el proceso de envío del manuscrito en el OJS.
3. En caso de desconocer el procedimiento de carga de datos en el sistema podrá solicitar un “Tutorial” para la carga de su artículo a revista@acaro.org.ar
4. En la segunda hoja estará el Resumen, con un máximo 500 palabras y un número no mayor a cinco (5) Palabras clave, en castellano y en inglés. Estructuralmente deberá incluir objetivo, material y métodos, resultados, conclusiones, nivel de evidencia.
5. Los artículos en español deberán presentar una versión del resumen en inglés; y los artículos en inglés una versión del resumen en castellano.
6. A partir de la tercer hoja en adelante deberá estar la Introducción; Materiales y métodos; Resultados; Discusión; Conclusiones; Agradecimientos; Referencias.

Referencias

1. La bibliografía utilizada en el artículo deberá organizarse con numeración, de acuerdo a la aparición en el manuscrito del trabajo.
2. Citas en el texto: En el texto, luego de incorporar una afirmación de un determinado autor, deberá colo-

carse el número correspondiente al artículo, libro, etc. correspondiente, entre paréntesis, sin superíndice. Ejemplo: “...según dichos estudios mediante cemento adicionado con antibiótico (1,3).”

- Artículos de Revistas: Apellido y nombres (iniciales – separados por;), Título del trabajo en cursiva, Nombre de la revista, Año, Volumen, Número, Número de páginas. Ejemplo: Ottone, N.E.; Medan, C.D. A rare muscle anomaly: the supraclavicularis proprius. *Folia Morphologica* 2009; 68(1): 55-7.
- Libros: Apellido y nombres (iniciales), Título del Capítulo del Libro, Título del libro, Edición, Editorial, Ciudad de Impresión, Año, Número de páginas. Ejemplo: Testut, L.; Latarjet, A. Tomo Segundo: *Angiología, Tratado de anatomía humana*, 9ª edición, Editorial Salvat, Barcelona, 1954, pp. 124-156.
- Internet: Briones, O.; Romano, O. A. y Baroni, I. Revisión anatómica del nervio sinuvertebral. *Bibliografía Anatómica (online)*. 1982, vol. 19, no. 5 (citado 2009-05-19), pp. 7. Disponible en: <<http://www.biblioanatomica.com.ar/XIX%20Congreso%20Argentino%20de%20Anatomía%201982%20-%200005.pdf>>. ISSN 1852-3889.

Los manuscritos revisados:

Cada manuscrito revisado debe ir acompañado de una carta dirigida a los revisores. Esta carta debe detallar punto por punto que se han producido cambios y, las razones para los cambios recomendados que no se han hecho.

IMÁGENES Y ESQUEMAS

1. Las imágenes deberán estar citadas en el texto con números arábigos en el orden mencionado en el texto, por ejemplo: La técnica de XX (Fig. 1).
2. Al número de la imagen y/o esquema debe continuar una breve descripción de la misma.
3. El título de la figura y el material de leyenda aparecen en la leyenda, no en la figura.
4. La cita al pie de la imagen y/o esquema, debe comenzar con el número de la figura en negrita, ejemplo: **Figura 1. Técnica de XX**
5. Los nombres de los autores o los nombres de las instituciones no deben aparecer en ninguna parte de las figuras.
6. Si se utilizan fotografías de personas, los sujetos no deben ser identificables o se debe presentar una autorización por escrito de la persona para utilizar la fotografía. Si una figura ya fue publicada, se debe reconocer la fuente original y presentar la autorización escrita del titular del copyright para reproducir el material.

TABLAS

1. El título deberá ubicarse en el margen superior izquierdo luego de la numeración. Numeración (en negrita). La tipografía (letra) deberá ser Times new Roman, cuerpo 9. Ejemplo: **Tabla I. Clasificación de grupos.**

REPORTE DE CASO

El Reporte de Caso debe desarrollarse de acuerdo a las siguientes características.

1. Deberá contar con una primer hoja la cual contenga:

Título del trabajo

Apellido y Nombre del/os autor/es

Lugar de realización

Información de contacto

Calificación del nivel de evidencia

Declaración de conflicto de intereses

2. 3° hoja (en adelante): Introducción. Reporte de Caso. Discusión. Agradecimientos. Referencias. Máximo de palabras: 1500.
3. Con respecto a la disposición del texto, manuscrito, el mismo deberá ser en hoja tamaño A4, sin sangrías, sin espaciado y con interlineado 1, 5. El tipo de letra Arial y el tamaño del cuerpo 12.
4. El resto de las disposiciones para la bibliografía, imágenes y esquemas y tablas, son comunes a las correspondientes al resto de los trabajos.

Los trabajos se recibirán vía OJS (Open Journal System) Sistema Editorial on line.

El autor podrá subir su artículo y seguir todo el proceso hasta su publicación.

Por cualquier consulta o pedido de tutorial para realizar la subida al sistema deberán contactarse a revista@acaro.org.ar.

Reglamento de Publicaciones

Revista Acaro

Información para los Autores

La Revista ACARO es el órgano oficial de publicaciones de la Asociación Argentina para el estudio de la Cadera y la Rodilla. La Revista ACARO busca proveer a los lectores y autores la información para publicar artículos en investigación básica y clínica, revisión de artículos, notas técnicas, reporte de casos y actualizaciones (updates) en el estudio de rodilla y cadera.

Todos los artículos estarán sujetos a revisión por el grupo de editores de la revista para su publicación. Las cartas y comentarios a los editores serán siempre bienvenidos en pro de mejorar.

Los Autores que deseen publicar en la revista ACARO deberán seguir las siguientes instrucciones: Todos los manuscritos serán presentados electrónicamente en el sitio ON-LINE de la revista ACARO a través del formulario de envío donde se deberá registrar como autor y será guiado paso a paso para cargar su artículo. Las comunicaciones acerca del manuscrito serán enviadas por e-mail al autor responsable. Sitio web de la Asociación Argentina para el estudio de la Cadera y la Rodilla (www.acaro.org.ar).

RECOMENDACIONES SEGÚN TIPO DE ARTÍCULO

TIPO DE ARTÍCULO	NÚMERO DE PALABRAS*	REFERENCIAS	FIGURAS	TABLAS
ARTÍCULO ORIGINAL	4000	35	7	4
EVIDENCIA NIVEL V	1600	4	0	0
ACTUALIZACIONES	4000	75	10	4
REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA	4500	50	7	4
META - ANÁLISIS	4000	50	7	4
NOTAS TÉCNICAS	1500	8	3	1
REPORTE DE CASOS	1000	5	2	0
CARTA A EDITORES	500	4	2	0

*Máximo número de palabras excluyendo la página del título con información de autores, referencias y leyendas de figuras y tablas.

Para consultar el reglamento completo:
www.acaro.org.ar

Recuerde que los trabajos pueden ser enviados únicamente en forma on-line a través del formulario en nuestro sitio web.

TABLA NIVEL DE EVIDENCIA

NIVEL DE EVIDENCIA	ESTUDIOS TERAPÉUTICOS: INVESTIGAN EL EFECTO DE UNA CARACTERÍSTICA DEL PACIENTE Y EVALÚA EL RESULTADO DE LA PATOLOGÍA.	ESTUDIOS PRONÓSTICO: INVESTIGAN EL EFECTO DE UNA CARACTERÍSTICA DEL PACIENTE Y EVALÚA EL RESULTADO DE LA PATOLOGÍA.	ESTUDIOS DIAGNÓSTICO: INVESTIGAN UN MÉTODO DIAGNÓSTICO.	ANÁLISIS ECONÓMICO: DESARROLLO DE MODELO ECONÓMICO O DE LA INDICACIÓN.
NIVEL I	ESTUDIO RANDOMIZADO CON GRUPO CONTROL DE ALTA CALIDAD, CON DIFERENCIA ESTADÍSTICAMENTE SIGNIFICATIVA O NO, PERO CON MÍNIMO INTERVALO DE CONFIDENCIA. REVISIÓN SISTEMÁTICA DE ESTUDIOS NIVEL I CON GRUPO CONTROL RANDOMIZADO.	ESTUDIO PROSPECTIVO ² DE ALTA CALIDAD (TODOS LOS PACIENTES SE INCLUYEN EN EL MISMO PUNTO DE LA PATOLOGÍA Y EL 80% DE LOS PACIENTES DEBEN ESTAR INCLUIDOS EN EL SEGUIMIENTO). REVISIÓN SISTEMÁTICA DE ESTUDIOS NIVEL I. ¹	ESTUDIOS DE CRITERIOS DIAGNÓSTICOS YA DESCRIPTOS EN UNA SERIE CONSECUTIVA DE PACIENTES (CON UN UNIVERSO DE REFERENCIA "GOLD STANDARD"). REVISIÓN SISTEMÁTICA DE ESTUDIOS NIVEL I. ¹	ESTUDIOS COSTO SENSIBLES Y ALTERNATIVAS; VALORES OBTENIDOS DE VARIOS ESTUDIOS; MÚLTIPLES FORMAS DE ANÁLISIS DE SENSIBILIDAD. REVISIÓN SISTEMÁTICA DE ESTUDIOS NIVEL I. ¹
NIVEL II	ESTUDIO RANDOMIZADO CON GRUPO CONTROL DE MENOR CALIDAD (EJ: < DEL 80% DE SEGUIMIENTO EN LOS PACIENTES INCLUIDOS, NO CIEGOS O UNA RANDOMIZACIÓN INADECUADA). ESTUDIO PROSPECTIVO, ² COMPARATIVO. ³ REVISIÓN SISTEMÁTICA ¹ DE ESTUDIOS NIVEL II O ESTUDIOS NIVEL I CON RESULTADOS INCONSISTENTES.	ESTUDIOS RETROSPECTIVOS. ⁴ GRUPO NO TRATADO DE UN GRUPO CONTROL RANDOMIZADO. ESTUDIOS PROSPECTIVO DE MENOR CALIDAD (EJ: < DEL 80% DE SEGUIMIENTO EN LOS PACIENTES INCLUIDOS O PACIENTES INCLUIDOS EN DIFERENTES ESTADIOS DE PATOLOGÍA). REVISIÓN SISTEMÁTICA DE ESTUDIOS NIVEL I. ¹	DESARROLLO DE CRITERIO DIAGNÓSTICO EN UNA BASE CONSECUTIVO DE PACIENTES (CON UN UNIVERSO DE REFERENCIA "GOLD STANDARD"). REVISIÓN SISTEMÁTICA ¹ DE ESTUDIOS NIVEL II.	ESTUDIOS COSTO SENSIBLES Y ALTERNATIVAS; VALORES OBTENIDOS DE ESTUDIOS LIMITADOS; MÚLTIPLES FORMAS DE ANÁLISIS DE SENSIBILIDAD. REVISIÓN SISTEMÁTICA ¹ DE ESTUDIOS NIVEL II.
NIVEL III	ESTUDIO DE CASO CONTROL. ⁵ ESTUDIOS RETROSPECTIVO, ⁴ COMPARATIVO. ³ REVISIÓN SISTEMÁTICA ¹ DE ESTUDIOS NIVEL III.	ESTUDIO DE CASO CONTROL. ⁵	ESTUDIO DE PACIENTES NO CONSECUTIVOS (SIN UN UNIVERSO DE REFERENCIA "GOLD STANDARD"). REVISIÓN SISTEMÁTICA ¹ DE ESTUDIOS DE NIVEL III.	ANÁLISIS BASADO EN COSTOS Y ALTERNATIVAS LIMITADAS, POBRE ESTIMACIÓN. REVISIÓN SISTEMÁTICA ¹ DE ESTUDIOS NIVEL III.
NIVEL IV	SERIE DE CASOS. ⁶	SERIE DE CASOS. ⁶	ESTUDIO DE CASO CONTROL. ⁵ POBRE REFERENCIA STANDARD.	ANÁLISIS NO SENSITIVO.
NIVEL V	OPINIÓN DE EXPERTOS.	OPINIÓN DE EXPERTOS.	OPINIÓN DE EXPERTOS.	OPINIÓN DE EXPERTOS.

¹ Combinación de resultados de 2 o más estudios previos.

² El estudio fue diseñado y comenzó antes de incluir el primer paciente al estudio.

³ Grupo de pacientes tratados de una manera comparados con grupo de pacientes tratados de otra manera y en la misma institución.

⁴ El estudio comenzó después de incluir el primer paciente.

⁵ Los pacientes incluidos en el estudio según sus resultados (son los llamados "casos") son comparados con aquellos que no tiene el resultado estudiado (son los llamados "control").

⁶ Grupo de pacientes tratados de una manera sin comparar grupos de pacientes tratados de otra manera.

Consejo Editorial

Editor Responsable

Dr. José Arrondo

Editores adjuntos

Dr. Belisario Segura

Dr. Gabriel Vindver

Secretarios

Dr. Ignacio Pioli

Dr. Ignacio Oñativia

Consultor en investigación

Dr. Federico Burgo

Comisión Directiva ACARO 2018

Presidente

Dr. Roberto Olivetto

Vicepresidente

Dr. Fernando Lopreite

Secretario General

Dr. Bartolomé L. Allende

Pro secretario

Dr. Fernando Comba

Tesorero

Dr. Gabriel Martínez Lotti

Pro tesorero

Dr. Lisandro Carbó

Director de Publicaciones

Dr. Gabriel Vindver

Subdirector de Publicaciones

Dr. José Arrondo

Secretario de Actas

Dr. Guillermo Rodríguez Sammartino

Secretario Educativo

Dr. Fabián Landa

Pro secretario Educativo

Dr. Germán Viale

Secretario Ejecutivo

Dr. Pablo Maletti

Pro secretario Ejecutivo

Dr. Belisario Segura

Secretario Gremial

Dr. Gonzalo Mur

Pro secretario Gremial

Dr. Marcelo Genovesi

Vocales Titulares

Dr. Diego Mengelle

Dr. Eduardo Bochaty

Dr. Harold Simesen

Subsecretaria de Asuntos

Académicos

Eduardo Bochaty

Gonzalo Escobar

Javier Olivetto

Ignacio Oñativia

Ignacio Pioli

La revista de la Asociación Argentina para el Estudio de la Cadera y la Rodilla es una publicación de acceso abierto.

La revista es propiedad de de la Asociación Argentina para el Estudio de la Cadera y la Rodilla. Vicente López 1878 C1128ACB - CABA - Argentina Tel/Fax: 54 11-4801-2320. int. 310/311

www.acarorevista.org.ar

Las opiniones editoriales o científicas que se emitan con firma comprometen al autor y no a la Asociación Argentina para el Estudio de la Cadera y la Rodilla.

El Consejo Editorial autoriza la reproducción total o parcial de los contenidos e imágenes de la publicación, siempre y cuando sea utilizada con fines educativos y de investigación, respetando los derechos de autor y citando la fuente.

Diseño y diagramación: Visión Producciones:

Sergio Epelbaum, Laura Mizzau, Nehuén Hidalgo, Soledad Palacio y Katia Angielczyk

www.visionproducciones.com.ar - info@visionproducciones.com.ar

Índice

Revista ACARO
VOL. 6, N°1



DISEÑO DIGITAL 3D A MEDIDA PARA DEFECTOS ÓSEOS DE CADERA

Mauro Damián Belzino, Juan Ottolenghi, Mariano Lupacchini, Flavio Ivalde, Roberto Espagnol, Luis Marcelo Melo.

01

DEFECTO DE FÉMUR PAPROSKY IIIA: ¿INJERTO ÓSEO IMPACTADO O TALLO DE FIJACIÓN DISTAL?

Germán Viale, Germán Garabano, Matías Lezcano Borredon, Santiago Vedoya, Cesar Pesciallo, Fernando Lopreite, Jorge Chahla, Hernán del Sel

08

SNAPPING KNEE CAUSADO POR FABELA EN PACIENTE SIN ANTECEDENTE TRAUMÁTICO

Santiago Focaraccio, Alberto Emanuel Muzzio

17

ESTABILIDAD Y BALANCE LIGAMENTARIO. ANÁLISIS DE 78 ARTROPLASTIAS TOTALES DE RODILLA PRIMARIAS

Federico G. Manfrin, Victor F. Irahola Orozco

22

REEMPLAZO TOTAL DE RODILLA CON PRÓTESIS ABISAGRADA FIJA

Adrián Olivetto, Javier Olivetto, Roberto Olivetto

33

Diseño Digital 3D a Medida para Defectos Oseos de Cadera

Mauro Damián Belzino, Juan Ottolenghi, Mariano Lupacchini, Flavio Ivalde, Roberto Espagnol, Luis Marcelo Melo

Equipo de Cadera y Rodilla, Departamento de Ortopedia y Traumatología, Hospital de Clínicas "José de San Martín", Universidad de Buenos Aires, Ciudad Autónoma de Buenos Aires, Argentina

Mauro D. Belzino
mbelzino@gmail.com

RESUMEN

Los defectos acetabulares plantean un desafío para la reconstrucción articular mediante una artroplastia de cadera debido al problema en la fijación del implante y en la duración a largo plazo de la reconstrucción. Utilizando los beneficios que trae el uso del metal trabecular (MT) y debido a los buenos resultados reportados que se presentan a corto y mediano plazo las reconstrucciones con suplementos de dicho material, se plantea mejorar la resolución de estos defectos valiéndonos de las características del MT mediante la manufactura de implantes a medida con técnica aditiva de impresión en tres dimensiones (3D) ajustados en forma personalizada a cada defecto en particular. Por eso, nuestro objetivo es presentar un protocolo de elaboración de estos implantes que involucra cada paso desde el diagnóstico hasta su construcción final. Este proceso nos simplificaría los procedimientos quirúrgicos, resolviendo los defectos presentes en forma individual, con una mejor estabilidad y mayores chances de osteointegración a largo plazo.

Palabras clave: Defectos Acetabulares; Impresión 3D; Metal Trabecular; Implante A Medida Acetabular

ABSTRACT

Acetabular defects pose a challenge for joint reconstruction with a hip arthroplasty due to the problem in the fixation of the implant and the long-term osseointegration of the reconstruction. Using the benefits of trabecular metal (MT) and owing to the good results reported in the short- and medium-term reconstructions with supplements made out of this material, We propose to enhance the resolution of these defects by using the characteristics of MT for the manufacture of customized implants through three dimensions (3D) printing with additive technique, adjusted in a personalized way to each defect in particular.

That is why our goal is to present a protocol for the making of these implants that involves every step from diagnosis to its final construction. This process would simplify surgical procedures, solving each defect individually, with better stability and greater chances of long term osseointegration.

Key words: Acetabular Defects; 3D Printing; Trabecular Metal; Patient Specific Acetabular Implant

INTRODUCCION

Los defectos óseos durante la revisión acetabular de la artroplastia total de cadera plantean un problema en la fijación del implante y en la duración a largo plazo de dicha reconstrucción. Actualmente, se han desarrollado muchas técnicas quirúrgicas para la cirugía de revisión protésica para los defectos del complejo acetabular, pero no se ha alcanzado un consenso sobre el mejor tratamiento.

Los defectos óseos acetabulares tipificados según la clasificación de Paprosky como IIC, IIIA y IIIB, presentaron una falla de más del 30% a los 10 años de seguimiento al tratarlos con injertos estructurales y anillos de refuerzo, debido a esto surge la necesidad del uso de metal trabecular (MT) en sus diferentes formas de presentación tanto de tantalio como de titanio, mediante cuñas y suplemen-

tos con buenos resultados a mediano plazo. Entre sus propiedades podemos nombrar la biocompatibilidad, su resistencia a la corrosión, alta porosidad, alto coeficiente de fricción, fijación inicial y osteoconducción.¹⁻³

Utilizando las bondades y los beneficios del MT combinados con las nuevas tecnologías de reconstrucción 3D, comenzamos a utilizar implantes a medida para solucionar estos difíciles defectos óseos acetabulares.

El objetivo de este trabajo es presentar un protocolo de planificación pre quirúrgico y reconstrucción de defectos acetabulares severos, utilizando implantes customizados a medida del paciente de metal trabecular fabricados mediante técnica aditiva de impresión en tres dimensiones (3D).

MATERIAL Y MÉTODOS

Desde el año 2014, seguimos un protocolo de estudio y tratamiento en 18 pacientes que presentaron defectos ace-

Recibido: Mayo de 2020. Aceptado: Junio de 2020.

tabulares severos. Para ello, utilizamos como criterios de inclusión la presencia de un defecto acetabular según la clasificación de Paprosky IIC, IIIA o IIIB, y se utilizaron como criterios de exclusión la presencia de defectos acetabulares solucionables con implantes estándar sin agregado de injerto, las infecciones activas y a aquellos pacientes que rechazaron el tratamiento mediante este protocolo. En este proyecto no se realizó análisis estadístico.

No existiendo reglamentación o protocolo al respecto, se siguen las normas de estudio clínico en tecnología médica y las normas éticas de la Declaración de Helsinki en su última versión (Fortaleza 2013) y la Ley Nacional de Protección de Datos Personales n° 25.326.

1. PRIMERA ETAPA. DIAGNÓSTICO.

Etapa de Diagnóstico e Indicación

El cirujano que recibe al paciente y analiza los estudios por imágenes evalúa la posibilidad de reconstrucción de acuerdo al defecto presente. Se indica principalmente en lesiones de cótilo combinadas, según la clasificación de Paprosky IIC, IIIA y IIIB, con evidente aflojamiento del cótilo que implique no perder stock óseo al momento de la extracción, en caso de infección con defecto acetabular, será tratada con espaciador de cemento con antibiótico que se cambiará periódicamente hasta que los cultivos sean negativos.

Se realiza una tomografía computada (TC) que debe tener las siguientes características (tabla I), para poder desa-

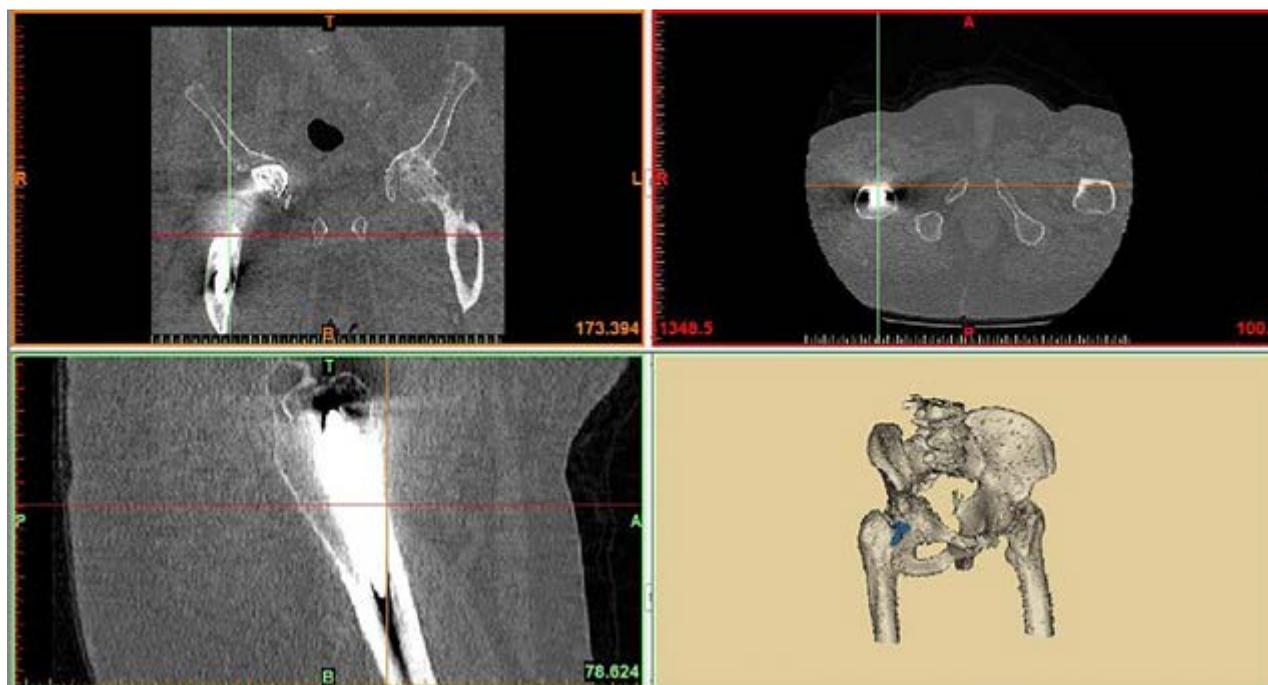


Figura 1: Medición tomográfica.

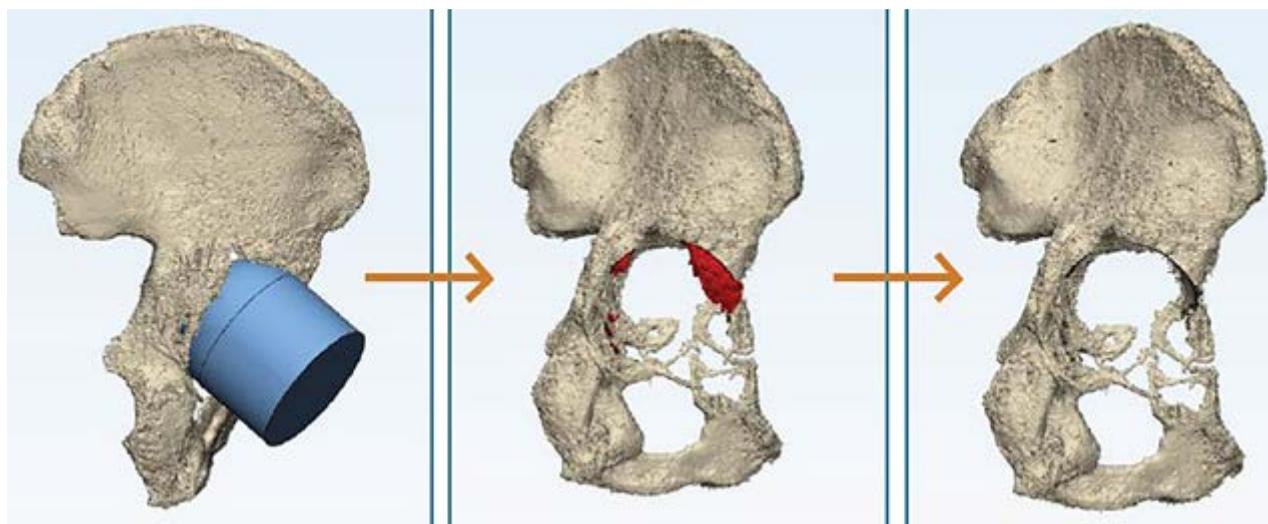


Figura 2: Desarrollo de modelo tridimensional.

rrrollar un diseño que se ajuste a la medida exacta de la patología o en su defecto debe hacerse con un Fantoma de testigo.

2. SEGUNDA ETAPA. PLANIFICACION Y DISEÑO

Etapa de diseño del implante asistido por computación

Estará a cargo de un diseñador experto en diseño 3D asistido por computación (CAD) y en tecnología de impresión 3D.

El primer paso es comprobar que la TC esté hecha según técnica solicitada, y que los puntos de reparo permiten asegurar que las medidas del diseño coincidirán con la anatomía del paciente. Ante la duda deberá repetirse porque un error de dimensión puede acarrear inconvenientes intra y post-quirúrgicos (fig. 1).

El segundo paso es el desarrollo del CAD (fig. 2) que nos permite visualizar sin superposición el defecto a tratar, la presencia de daño en paredes y fondo del acetábulo; el tamaño del mismo, del cual se ha establecido que cuando es menor de 50 mm deberá cotejarse con un modelo anatómico sintético de la pelvis para evaluar si puede ser tratado con un cótilo convencional.

Puede medirse además la densidad ósea de la pelvis para evaluar el impacto que puede generar el apoyo del implante y programar los orificios del diseño, donde los tornillos de fijación tendrán mejor anclaje medido por las unidades Hounsfield (UH). Se puede también diagramar el tamaño y lugar del poro que tendrá el mismo y hacer estudio mecánico mediante programa de cálculo finito (figs. 3 y 4).

En tercer término, esto se cotejará con el cirujano para definir la impresión 3D de la hemipelvis con el defecto y del implante en material sintético para tener una imagen de la patología realmente anatómica, que permite ratificar o corregir los detalles de la técnica quirúrgica. Estos modelos sintéticos están hechos de un material esterilizable para poder tenerlos en la mesa de cirugía y cotejarlos con la lesión del paciente (figs. 5 y 6).

3. TERCER ETAPA. DISEÑO DEL PROTOTIPO PLÁSTICO

Etapa de impresión del modelo definitivo:

Con la conformidad del equipo quirúrgico se procede a la fabricación del modelo plástico donde se define la superficie a contactar con el hueso de la pelvis, su porosidad, formado además por una concavidad sólida de al menos 2 mm de espesor cuyo diámetro interno no debería ser menor de 50 mm para aceptar el cementado de un cótilo protésico, su localización y orificios serán estipulados por el cirujano con los modelos sintéticos (figs. 7 y 8).

Luego de la evaluación del modelo plástico definitivo, se propondrán mejoras hasta lograr la conformidad y acep-

tación del diseño del biomodelo por el cirujano.

4. CUARTA ETAPA. ELABORACIÓN DEFINITIVA

Etapa de elaboración del implante definitivo:

Se trata de la elaboración en titanio poroso del implante definitivo a medida con técnica de impresión 3D, de forma aditiva según lo evaluado con los modelos plásticos y dado en conformidad por el cirujano. Una casa de ortopedia es la responsable de la fabricación del implante con

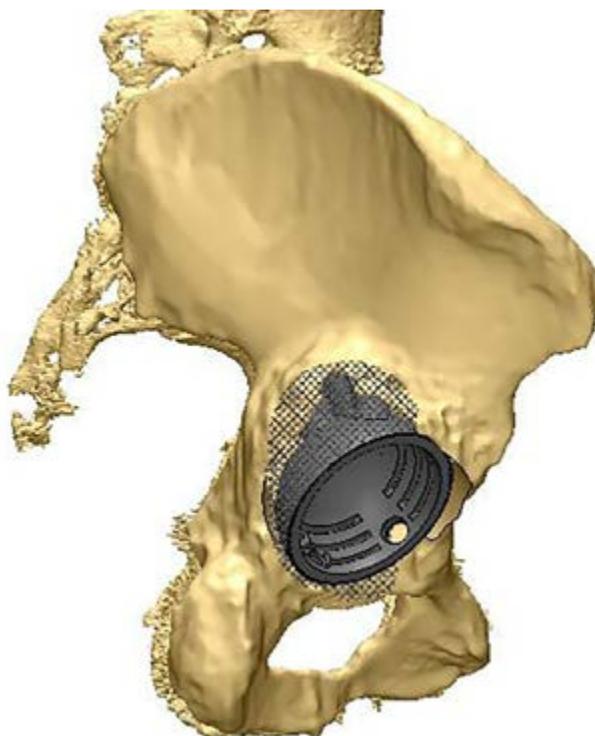


Figura 3: Planificación del implante.



Figura 4: Orientación de los tornillos.

el aval del diseño definitivo y luego de realizado el mismo requiere aprobación de la Administración Nacional de Medicamentos, Alimentos y Tecnología Médica (ANMAT) para su utilización. Para su elaboración se utiliza una aleación de Titanio 6 Aluminio 4 y Vanadio (Ti6Al4V ELI) por manufactura aditiva ASTM F 3001-14, con una fuerza de rendimiento de 950 megapascales (Mpa) y resistencia a la tracción de 970 Mpa. En cuanto a su porosidad, cada celda de la estructura trabecular está construida en base a un dodecaedro. La forma en que se mide el tamaño de la celda es a través del diámetro de la esfera inscrita dentro del dodecaedro. El diámetro de la misma es de 600 μm (micrones) que es lo óptimo según las publicaciones sobre estructuras para facilitar su osteointegración.

Lo que se busca con el implante definitivo es tener una superficie porosa en contacto con el hueso, la sustitución máxima de todos los defectos, la presencia de orificios para tornillos de anclaje con una orientación específica que asegure la dirección óptima en el hueso medido según UH para lograr tener máximo contacto y anclaje en ilion, isquion y pubis, una concavidad amplia donde colocar el implante acetabular elegido, ya sea convencional,



Figura 5: Hemipelvis sintética.

de movilidad dual o constreñido con ángulos óptimos de orientación según la planificación.

RESULTADOS

Con un total de 18 pacientes desde 2014, siguiendo este protocolo, observamos que el mismo ayuda a la interpretación del defecto acetabular, mejora la planificación preoperatoria, acorta el tiempo quirúrgico y simplifica la cirugía.

DISCUSIÓN

Los defectos acetabulares comprometen seriamente tanto la mecánica como la fijación del componente acetabular. Los tipos I, IIA y IIB de la clasificación de Paprosky pueden ser tratados con cótilos porosos con y sin utilización de injertos, demostrando ser una solución efectiva a mediano y largo plazo.⁴⁻⁶ En los defectos acetabulares mayores, de tipo IIC y III A y IIIB de la clasificación de Paprosky, en donde hay migración del centro de rotación mayor de 3 cm y no existe soporte del domo superior, los cótilo porosos tienen menos del 50 % de contacto con hueso huésped que si no se los asocia con injerto estructural van a presentar una alta tasa de fracasos.⁷

Los defectos cavitarios aislados son de relativa poca im-



Figura 6: Hemipelvis sintética.

portancia ya que se pueden rellenar con injerto molido y colocar una copa acetabular no cementada sin generar fallas en la fijación del nuevo implante. Pero en aquellos defectos del techo o de la columna posterior, con gran migración del acetábulo protésico, es muy importante



Figura 7: Modelo definitivo.

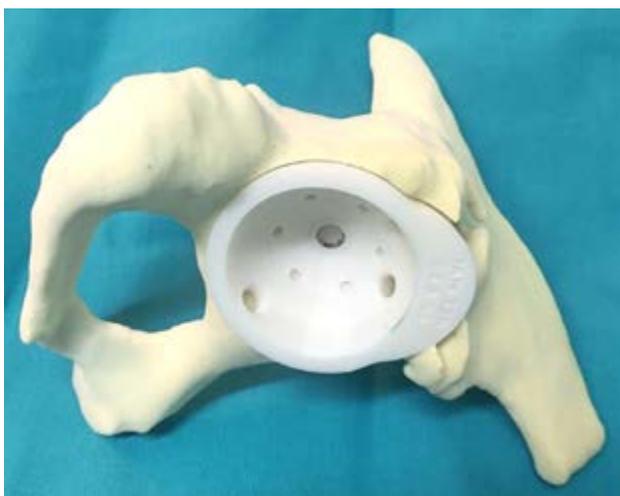


Figura 8: Modelo definitivo.

ubicar a la cadera en su posición anatómica, por lo que el nuevo implante necesitará de una estructura adicional que tendrá que ser generada por el cirujano para poder dar fijación primaria a la copa acetabular. Los defectos tienen mayor relevancia cuando son segmentarios más que cavitarios, y más aún si estos se ubican en la zona de transmisión de carga de la articulación, como los del techo acetabular. En los últimos años la tendencia es a utilizar el MT para solucionar este tipo de defectos.

Tanto el titanio y como el tantalio, tienen propiedades químicas similares, se encuentran muy cercanos en la tabla periódica por lo cual, los implantes fabricados a base de estos minerales poseen características de elasticidad muy similares al hueso. Tantalio (Ta) y Titanio (Ti) son metales de transición conocidos por excepcional resistencia a la corrosión y biocompatibilidad.

Los implantes de MT se caracterizan por generar un aumento en la densidad ósea periférica, un mayor crecimiento volumétrico que en cótilo porosos, y el relleno espontáneo de las pequeñas brechas además de presentar como ventaja la ausencia de uso de injerto estructural dando soporte y estabilidad mecánica de por sí, permitiendo una fácil reconstrucción y evitando la posible transmisión enfermedades con injertos de banco.

Recientes reportes utilizando cótilo y aumentos de MT para revisiones acetabulares han mostrado a corto plazo resultados prometedores.^{1,8-10} Los mismos presentan una mayor superficie porosa y un alto coeficiente de fricción, lo que le da una estabilidad inicial a la reconstrucción apta para el crecimiento óseo.^{1-3,11}

Coincidimos con la bibliografía internacional en que la planificación preoperatoria es crucial para la reconstrucción de todos estos tipos de defectos severos, por lo cual realizamos rutinariamente el plantillado preoperatorio marcando el centro de rotación de la cadera. Comenzamos por el lado sano midiendo el componente acetabular correcto y lo traspolamos al lado contralateral, de esa forma podemos identificar nuestro defecto acetabular.¹²

Algunos autores como Yang Y, utilizan sistemáticamente la TC con reconstrucción 3D para evaluar el defecto acetabular en casos complejos de displasia del desarrollo de la cadera, recomendando dicho estudio para la mejor interpretación del defecto en el preoperatorio.¹³

Para Klavalerskly et al., el uso de modelos de yeso en 3D para la revisión de la artroplastia de cadera en la planificación con defectos acetabulares complejos, ha demostrado una gran precisión en la comprensión clara de la deficiencia de hueso acetabular con una diferencia entre lo planificado y lo realizado de menos de 2 mm.¹⁴

El diseño y la fabricación de los implantes a medida asistidos por computadora, se están utilizando actualmente como un enfoque alternativo e innovador para la res-

tauración de articulaciones en casos de rescate, también se incorporan concentrado de células madre esqueléticas autólogas para optimizar la capacidad regenerativa puede mejorar la osteointegración del implante.¹⁵ Gorianov et al. presenta una serie de casos de 11 pacientes con discapacidad severa y pérdida ósea significativa debido a reemplazos articulares fallidos. La elección de los implantes a medida con impresora de MT y células madre esqueléticas autólogas dio lugar a mejorías clínicas y radiológicas en el seguimiento de los pacientes.¹⁵

Citak y Gehrke nos muestran su experiencia preliminar en 9 pacientes con la técnica del componente acetabular específico del paciente, y refieren que es prometedora para el tratamiento con defectos acetabulares graves en revisión de reemplazo total de cadera e indican que se justifica realizar investigaciones adicionales dirigidas a reducir costos y mejorar la tasa de complicaciones,¹⁶ aseveraciones con las que coincidimos completamente ya que estos implantes aparentan ser la solución para estos defectos de tan difícil solución.

Berasi et al. formularon indicaciones para el uso de componentes de triflange personalizados en las revisiones de cadera. Las más importantes son reconstrucciones previas fallidas con aumentos de MT y "Cage" con la posibilidad de discontinuidad pelviana y defectos óseos masi-

vos.¹⁷ Estamos de acuerdo con estas indicaciones y las utilizamos en nuestra práctica.

CONCLUSIÓN

La utilización del modelo en 3D, permite una visión extracorpórea del defecto acetabular que nos es útil para la planificación preoperatoria, docencia quirúrgica, orientación dentro del procedimiento operatorio, y así la reconstrucción del defecto acetabular de manera precisa y personalizada. Sin embargo, reconocemos que se requiere seguimiento a largo plazo para fortalecer estas conclusiones. En nuestro conocimiento no hay estudios comparativos a largo plazo, que permitan aseverar su buena evolución.

Con los implantes a medida se reportan reconstrucciones anatómicas que conllevan una menor demanda técnica en el intraoperatorio, lo que facilita el procedimiento y disminuye el tiempo quirúrgico, lo que nos haría pensar que a su vez traerían una merma en las complicaciones de tan ardua cirugía.

Creemos que se justifica realizar investigaciones adicionales dirigidas a reducir costos y ajustar las indicaciones para que la mayor parte de pacientes se vean beneficiados por esta tecnología.

BIBLIOGRAFÍA

1. Sporer SM, Paprosky WG. Acetabular revision using a trabecular metal acetabular component for severe acetabular bone loss associated with a pelvic discontinuity. *J Arthroplasty* 2006;21(Suppl 2):87.
2. Bobyn JD, Stackpool GJ, Hacking SA, et al. Characteristics of bone ingrowth and interface mechanics of a new porous tantalum biomaterial. *J Bone Joint Surg Br* 1999;81:907.
3. Bobyn JD, Pillar RM, Cameron HU, et al. The optimum pore size for the fixation of porous surfaced metal implants by the ingrowth on bone. *Clin Orthop Relat Res* 1980; 150:263.
4. Weeden SH, Paprosky WG. Porous-ingrowth revision acetabular implants secured with peripheral screws. A minimum twelve year follow-up. *J Bone Joint Surg Am* 2006; 88:1266.
5. Hungerford DS, Jones LC. The rationale of cementless revision of cemented arthroplasty failures. *ClinOrthop*1988; 235:12.
6. Engh CA, Griffin WL, Marx CL. Cementless acetabular components. *J Bone Joint Surg*1990;72:53.
7. Sporer SM, O'Rourke M, Chong P, et al. The use of structural distal femoral allografts for acetabular reconstruction. Average ten-year follow-up. *J BoneJointSurg Am* 2005;87:760.
8. Paprosky W, Perona P, Lawrence J. Acetabular defect classification and surgical reconstruction in revision arthroplasty: a 6-year follow-up evaluation. *J Arthroplasty*1994; 9:33.
9. Unger AS, Lewis RJ, Gruen T. Evaluation of a porous tantalum uncemented acetabular cup in revision total hip arthroplasty: clinical and radiological results of 60 hips. *J Arthroplasty*2005; 20:1002.
10. Davies J, Laflamme G, Delisle J, et al. Trabecular metal used for major bone loss in acetabular hip revision. *J Arthroplasty*. 2011; 8:26.
11. Zhang YAP, Fitzpatrick DC, Heiner AD, et al. Interfacial frictional behavior: cancellous bone, cortical bone, and a novel porous tantalum biomaterial. *J Musculoskelet Res* 1999;3:245.
12. Paniego C, Buttaró M, González Della Valle A, Piccaluga F: Utilidad y predictibilidad de un método de planeamiento preoperatorio para artroplastía total de cadera. *Revista de la Asociación Argentina de Ortopedia y Traumatología*. 2003.
13. Yang Y, Morphological Analysis of True Acetabulum in Hip Dysplasia (Crowe Classes I-IV) Via 3-D Implantation Simulation. *J Bone Joint Surg Am*. 2017 Sep 6;99(17):e92.
14. Kavalerskiy GM, Three Dimensional Models in Planning of Revision Hip Arthroplasty with Complex Acetabular Defects. *Indian J Orthop*. 2018 Nov-Dec;52(6):625-630. doi: 10.4103/ortho. IJOrtho_556_16.
15. Goriainov V et al. Application of 3D-printed patient-specific skeletal implants augmented with autologous skeletal stem cells. *Regen Med*. 2018 Apr;13(3):283-294. Epub 2018 May 1.
16. Citak M, Kochsiek L, Gehrke T. Preliminary results of a 3D-printed acetabular component in the management of extensive defects. *Hip Int*. 2018 May;28(3):266-271. Epub 2017 Apr12
17. Berasi CC, Berend KR, Adams JB, Ruh EL, Lombardi AV, Jr. Are custom triflange acetabular components effective for reconstruction of catastrophic bone loss? *Clin Orthop Relat Res*. 2015;473:528-35.
18. Gross AE, Goodman SB. Rebuilding the skeleton: the intraoperative use of trabecular metal in revision total hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 2005;(Suppl 2):91.
19. Levine B, Dela Valle CJ, Jacobs JJ. Applications of porous tantalum in total hip arthroplasty. *J Am Acad Orthop Surg*2006;14:646.
20. Paprosky WG, Weeden SH, Bowling JW. Component removal in revision total hip arthroplasty. *Clin Orthop*2001;393:181.
21. Harris WH. Traumatic arthritis of the hip after dislocation and acetabular fractures: treatment by mold arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 1969;51:737.
22. Merle d'Aubigné RM, Post E M. Functional results of hip arthroplasty with acrylic prostheses. *J Bone Joint Surg Am* 1954;36:451.
23. De Lee JG, Charnley J. Radiological demarcation of cemented sockets in total hip replacement. *ClinOrthop*1976; 121:20.
24. Padgett DE, Kull L, Rosenberg A, et al. Revision of the acetabular component without cement after total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 1993;75:663.

25. Berry D, Lewallen D, Hanssen AD, et al. Pelvic discontinuity in revision total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 1999;81:1692.
26. Gross AE. Restoration of acetabular bone loss 2005. *J Arthroplasty* 2006;21(Suppl 1):117.
27. Garbuz D, Morsi E, Gross A. Revision of the acetabular component of a total hip arthroplasty with a massive structural allograft. Study with a minimum five-year follow-up. *J Bone Joint Surg Am* 1996;78:693.
28. Udomkiat P, Dorr LD, Won YY, et al. Technical factors for success with metal ring acetabular reconstruction. *J Arthroplasty* 2001;16:961.
29. Holt GE, Dennis DA. Use of custom triflanged acetabular components in revision total hip arthroplasty. *Clin Orthop* 2004; 429:209.
30. Morsi E, Garbuz D, Gross AE. Revision total hip arthroplasty with shelf bulk allografts. A long-term follow-up study. *J Arthroplasty* 1996;11:86.
31. Woodgate IG, Saleh KJ, Jaroszynski G, et al. Minor column structural acetabular allografts in revision hip arthroplasty. *Clin Orthop* 2000:75.
32. Chandler H, Lopez C, Murphy S, et al. Acetabular reconstruction using structural grafts in total hip replacement: a 12 1/2 year follow-up. *Semin Arthroplasty* 1995;6:118.
33. Harris WH. Allografting in total hip arthroplasty: in adults with severe acetabular deficiency including a surgical technique for bolting the graft to the ilium. *Clin Orthop*; (162): 150-164; 1982.
34. Yi LH, et al. Anatomical study based on 3D-CT image reconstruction of the hip rotation center and femoral offset in a Chinese population: preoperative implications in total hip arthroplasty. *Surg Radiol Anat.* 2019 Jan;41(1):117-124.
35. Wells J et al. Femoral Morphology in the Dysplastic Hip: Three-dimensional Characterizations With CT. *Clin Orthop Relat Res.* 2017 Apr;475(4):1045-1054.

Defecto de Fémur Paprosky IIIA: ¿Injerto óseo impactado o tallo de fijación distal?

Germán Viale, Germán Garabano, Matías Lezcano Borredon, Santiago Vedoya, Cesar Pesciallo, Fernando Lopreite, Jorge Chahla, Hernán del Sel

Hospital Británico de Buenos Aires. C.A.B.A. Buenos Aires, Argentina

Germán Jorge Viale
gjviale@gmail.com

RESUMEN

INTRODUCCIÓN: La pérdida de capital óseo en el fémur proximal es uno de los problemas más importantes y desafiantes que se pueden presentar durante la cirugía de revisión. EL Dr. Ling fue el primero en impactar hueso fragmentado en un canal femoral (1985), analizando luego la histología del mismo y encontrando evidencia de consolidación ósea.

MATERIAL Y METODO: Entre los años 1997 y 2011 tratamos en nuestro centro 43 defectos de fémur tipo IIIA de la clasificación de Paprosky (10) en 42 pacientes. Los criterios de inclusión para la confección del presente estudio fueron: (1) pacientes con defecto femoral tipo IIIA, (2) pacientes operados con tallos largos cementados asociados a injerto óseo molido impactado o con tallos de fijación distal durante una revisión de un RTC y (3) pacientes con un seguimiento mínimo de dos años luego de la cirugía.

Determinamos una falla clínica cuando existía la necesidad de realizar una revisión independientemente de la causa, mientras que establecimos una falla radiológica en aquella radiografía en la cual se constataba un hundimiento del tallo mayor a 5 mm.

RESULTADOS: En cuanto a la evaluación clínica del grupo IM, el puntaje de Harris preoperatorio promedio fue de 36,4 puntos (rango 14-68), incrementándose a 88,7 puntos (rango 32-100) promedio en el posoperatorio. Mientras que en el grupo FD observamos un aumento de 39,7 (rango 18-74) a 91,2 puntos (rango 42-100) promedio.

CONCLUSIONES: Si bien no observamos diferencias en los resultados entre ambas técnicas, creemos que es menester hacer un mayor hincapié en las indicaciones de cada una de ellas, teniendo en cuenta principalmente el tipo de paciente que acude a la consulta y las características del defecto con el cual nos enfrentamos.

Palabras Claves: Revisión Tallo Femoral; Defecto Femoral; Injerto Óseo; Tallo de Fijación Distal Femoral

ABSTRACT

INTRODUCTION: Loss of bone capital in the proximal femur is one of the most important and challenging problems that can occur during revision surgery. Ling was the first to impact fragmented bone in a femoral canal (1985), later analyzing its histology and finding evidence of bone consolidation.

MATERIAL AND METHOD: Between 1997 and 2011, we treated 43 type IIIA femur defects from the Paprosky classification (10) in 42 patients at our center. The inclusion criteria for the preparation of the present study were: (1) Patients with type IIIA femoral defect, (2) Patients operated with cemented long stems associated with impacted ground bone graft or with distal fixation stems during a review of a RTC and (3) Patients with a minimum follow-up of two years after surgery.

We determined a clinical failure when there was a need to perform a revision regardless of the cause, while we established a radiological failure in that radiograph in which a stem sinking greater than 5mm was found.

RESULTS: Regarding the clinical evaluation of the IM group, the average preoperative Harris score was 36.4 points (range 14-68), increasing to 88.7 points (range 32-100) average in the postoperative period. While in the FD group we observed an increase from 39.7 (range 18-74) to 91.2 points (range 42-100) average.

CONCLUSIONS: Although we did not observe differences in the results between the two techniques, we believe that it is necessary to place a greater emphasis on the indications of each of them, taking into account mainly the type of patient who comes to the consultation and the characteristics of the defect with which we face.

Key Words: Femoral Stem Revision; Femoral Defect; Bone Graft; Distal Femoral Fixation Stem

INTRODUCCION

El número de revisiones de cadera que se realizan en todo el mundo ha aumentado en las últimas décadas a pesar de las mejoras que se han introducido al reemplazo total

de cadera primario (RTC).^{28,48} La pérdida de capital óseo en el fémur proximal es uno de los problemas más importantes y desafiantes que se pueden presentar durante la cirugía de revisión, debido a que dificulta la osteointegración de un nuevo implante.^{3,50} Entre las causas más importantes encontramos una osteólisis desencadenada por partículas de desecho, una resorción ósea por desfun-

Recibido: Mayo de 2020. Aceptado: Junio de 2020.

cionalización del fémur proximal, un desgaste del hueso por micromovimientos de una prótesis floja, las fracturas y un daño óseo causado durante la extracción de una prótesis fallida.³⁸

La técnica quirúrgica a utilizarse depende fundamentalmente de las dimensiones del defecto óseo.^{6,38} El nuevo implante, debería siempre fijarse lo más proximal posible para evitar la desfuncionalización del fémur proximal.⁵⁷ En la actualidad, para el tratamiento de grandes defectos femorales, disponemos de tallos largos cementados, de tallos no cementados porosos extendidos, los tallos estriados, ya sean de fijación proximal o distal, y finalmente las aloprótesis y las prótesis de resección tumoral.⁹

Dentro de la clasificación que propone Della Valle y Paprosky, encontramos en la bibliografía indicaciones precisas para los distintos tipos de defectos femorales. Sin embargo, observamos que el defecto tipo IIIA es abordado con varias alternativas terapéuticas según los distintos autores, siendo la utilización de tallos largos cementados asociados a injerto óseo molido y los tallos de fijación distal las opciones más comúnmente propuestas.¹⁰

La reconstrucción con impactación de injerto óseo es una técnica efectiva para recuperar la pérdida ósea.^{5,33,44,51} Esta técnica ha demostrado tener resultados favorables a largo plazo.²⁰ Ling fue el primero en impactar hueso fragmentado en un canal femoral (1985), analizando luego la histología del mismo y encontrando evidencia de consolidación ósea.³⁴ Esta técnica combinada con tallos largos cementados, con o sin mallas metálicas, permite el tratamiento de defectos proximales importantes.³⁵ Los implantes de fijación distal surgen como otra alternativa para el tratamiento de esta complicación, sobre todo cuando existe una mayor deficiencia del fémur proximal.⁵⁰

El objetivo del presente estudio es evaluar la eficacia de ambas técnicas mediante la funcionalidad obtenida y el índice de falla en el tratamiento de defectos femorales Paprosky IIIA, determinando así una indicación más precisa para cada una de ellas.

MATERIALES Y MÉTODOS

Entre los años 1997 y 2011 tratamos en nuestro centro 43 defectos de fémur tipo IIIA de la clasificación de Paprosky(10) en 42 pacientes. Los criterios de inclusión para la confección del presente estudio fueron:

1. Pacientes con defecto femoral tipo IIIA,
2. Pacientes operados con tallos largos cementados asociados a injerto óseo molido impactado o con tallos de fijación distal durante una revisión de un RTC y
3. Pacientes con un seguimiento mínimo de dos años luego de la cirugía.

Los dos pacientes murieron de causas no relacionadas con la cirugía antes de cumplir con el seguimiento mínimo establecido, por lo que fueron excluidos del presente análisis. Nuestra serie quedó conformada entonces por 41 defectos tipo IIIA en 40 pacientes, siendo 18 varones y 22 mujeres, con una edad promedio de 69 años (rango 41-88), con un seguimiento mínimo de 2 años al momento de la última consulta y con un seguimiento promedio de 7,2 años (rango 2-16). En 29 de las 41 caderas el defecto femoral fue causado por un aflojamiento aséptico, en 6 casos por infección y en 6 por fractura periprotésica, todas Vancouver B3.¹¹ Todos los casos de infección protésica fueron tratados con un espaciador de cadera en un primer tiempo antes del reimplante protésico en un segundo tiempo.

Se utilizó una técnica de reconstrucción de fémur con injerto molido impactado en 19 caderas (Grupo IM), mientras que en los 22 restantes se colocó un tallo de fijación distal (Grupo FD). La tabla 1 muestra las características demográficas según cada grupo. Cabe destacar que un mismo paciente fue tratado, utilizando en su cadera izquierda una reconstrucción mediante un tallo largo cementado con injerto molido y en su cadera derecha (7 años después) un tallo de fijación distal.

En cuanto al implante de fijación distal utilizado (FD), se colocaron 12 tallos Restoration® (Stryker Howmedica, Newbury, UK), 5 MGS® (SAMO, Bologna, Italy) y 5 Wagner® (Zimmer, Winterthur, Switzerland). Con respecto a las prótesis empleadas en los casos con impactación de injerto óseo molido (IM), se utilizaron tallos largos en todos los casos, colocando 8 tallos Charnley (Fico®, Buenos Aires, Arg), 7 C-Stem® (Depuy/Johnson & Johnson, Warsaw, Ind), 3 tallos Exeter® (Stryker Howmedica, Newbury, UK) y 1 Osteonics® (Osteonics, Allendale, NJ).

En el grupo FD se colocó una lazada de alambre profiláctica a nivel de la entrada del tallo para evitar fracturas durante la colocación del implante en 8 oportunidades. En los pacientes operados del grupo IM se colocaron 10 lazadas de alambre y 6 mallas para contener defectos segmentarios y evitar fracturas intraoperatorias. En 2 casos de este último grupo se emplearon tablas de cortical de nuestro banco de huesos. El injerto molido fue impactado

TABLA 1: CARACTERÍSTICAS DEMOGRÁFICAS Y DORR SEGÚN EL GRUPO (IM Y FD). *PROMEDIO

VARIABLE	GRUPO IM (N=19)	GRUPO FD (N=22)
Sexo F/M	10/9	13/9
Edad (años)	76*	62*
Seguimiento (años)	8,4*	5,2*
Tipo de Fémur (Dorr)		
A	-	6
B	4	13
C	15	3

según la técnica descrita por Gie y colaboradores y fue obtenido a partir de cabezas femorales de nuestro banco de huesos y tejidos siguiendo el protocolo de la Asociación Americana de Bancos de Tejidos.^{13,16,41}

La totalidad de las cirugías se realizaron por el mismo equipo quirúrgico, en quirófano con flujo laminar y anestesia hipotensiva raquídea. Para la colocación de los tallos en el grupo FD, se utilizó un abordaje transtrocantereo en 5 oportunidades, en 2 casos se utilizó una vía anterolateral transglútea directa y la vía posterolateral de Gibson en 15 caderas. Para las prótesis del grupo IM se empleó un abordaje transtrocantereo en 8 caderas y posterolateral en 11 casos. Todos los pacientes recibieron 1gr. de cefazolina profiláctica por vía endovenosa en el intraoperatorio y dos dosis en el posoperatorio. Todos los pacientes recibieron 0,4 ml de heparina de bajo peso molecular por vía subcutánea abdominal durante 30 días para la prevención de eventos tromboembólicos.

El plan de rehabilitación posoperatoria para los pacientes operados con implantes de fijación distal consistió en sedestar al borde de la cama las primeras 24hs, marcha con andador al segundo día, para pasar a bastones canadienses a partir del tercer día. La rehabilitación para aquellos pacientes con tallos cementados consistió en general en sentar al paciente al borde de la cama por 3 semanas y luego comenzar paulatinamente con marcha, ayudado por un andador, por otras 3 semanas con una carga del 20% del peso. Según los controles clínicos y radiográficos, se comenzó a aumentar la carga en forma progresiva según tolerancia.

Todos los pacientes fueron evaluados clínica y funcionalmente mediante la Escala de Cadera de Harris, tanto en el preoperatorio como en el último control. Se llevó a cabo un exhaustivo análisis radiográfico, comparando la radiografía posoperatoria inmediata con la del último control, determinando el hundimiento de los tallos, la presencia de líneas radiolúcidas y la progresión de las mismas.²² En los casos en los cuales se utilizó injerto de hueso fragmentado, se evaluó la osteointegración del mismo al fémur receptor. Se consideró osteointegrado a un injerto que haya perdido la heterogeneidad radiográfica propia del granulado del hueso fragmentado y que a su vez haya desaparecido la interface en 5 zonas de las 7 descritas por Gruen entre el aloinjerto y las corticales del fémur receptor, con el consecuente engrosamiento de las mismas.¹⁸ En todas las caderas tratadas, se determinó la existencia de una desfuncionalización del fémur proximal en la radiografía del último control mediante una alteración en la estructura del hueso compatible con una menor densidad ósea en el hueso esponjoso y con un adelgazamiento cortical con respecto a la radiografía posoperatoria inmediata. Todos los fémures fue-

ron categorizados en la radiografía preoperatoria según la clasificación de Dorr teniendo en cuenta el segmento no comprometido distal al defecto.¹⁹ Se clasificó como fémur tipo A aquel en el cual existía una relación corticomedular igual a $1 + 0,3$, tipo B en el que se observaba una relación de $0,5 + 0,2$ (una cortical equivalente a la mitad del grosor del canal) y tipo C en el que se observaba una relación menor al $0,5$ ("fémur en chimenea"). Cabe destacar que, si bien esta clasificación fue ideada para aplicarse a fémures sin tratamiento previo, fue de gran utilidad en este estudio para representar la relación corticomedular de los fémures operados.

En los pacientes operados con técnica de injerto óseo impactado, el aflojamiento protésico fue determinado mediante la clasificación descrita por Harris y McGann la cual consta de tres categorías: definitiva, probable o posiblemente floja.²¹ En todos los casos se estableció el grado de hundimiento según el método definido por Loudon y Charnley, el cual tiene en cuenta la medida entre un punto variable seleccionado del componente femoral y un punto fijo en el hueso.³⁶ Utilizando este método se comparó la radiografía posoperatoria inmediata con la del último control. Se determinó como falla radiológica a un hundimiento del tallo igual o mayor a 5 mm.⁹ Para determinar la presencia de líneas radiolúcidas y la progresión de las mismas en los tallos cementados, se tuvieron en cuenta las zonas descritas por Gruen¹⁸ Buscamos además la existencia de zonas de osteólisis (áreas radiolúcidas de 5 mm² o mayores). Se tuvo en cuenta también la integridad y estabilidad del trocánter mayor en la última radiografía. Los controles posoperatorios se realizaron a las 3, 6 y 12 semanas, a los 6 meses, continuando luego con controles anuales.

Determinamos una falla clínica cuando existía la necesidad de realizar una revisión independientemente de la causa, mientras que establecimos una falla radiológica en aquella radiografía en la cual se constataba un hundimiento del tallo mayor a 5 mm. Consideramos el éxito del procedimiento en aquellos pacientes que presentaban una cadera funcional al momento del último control, entendiéndose como una cadera funcional a aquella con la cual el paciente pudiera deambular sin dolor o con leve dolor independientemente del uso de asistencia.

RESULTADOS

En la presente serie observamos un índice de falla clínica del 2,4% y un índice de falla radiográfica del 7,3% (en ambos grupos). En cuanto a la evaluación clínica del grupo IM, el puntaje de Harris preoperatorio promedio fue de 36,4 puntos (rango 14-68), incrementándose a 88,7 puntos (rango 32-100) promedio en el posoperatorio. Mientras

que en el grupo FD observamos un aumento de 39,7 (rango 18-74) a 91,2 puntos (rango 42-100) promedio.

En cuanto a las características anatómicas de los fémures analizados en el preoperatorio según la clasificación de Dorr, en el grupo IM 4 correspondieron al tipo B y 15 al C, mientras que en el grupo FD, 6 fueron tipo A, 13 tipo B y 3 tipo C (Tabla 1).

Con respecto a la evaluación radiográfica del grupo IM, se observó osteointegración en 17 de los 19 casos del grupo IM, mientras que en las dos caderas restantes esto no se produjo, con el consecuente hundimiento del tallo femoral y la falla radiológica. De los 17 casos donde el aloinjerto fragmentado se integró correctamente, en 12 no se produjo ningún movimiento del componente femoral, mientras que en 5 casos restantes se observó un hundimiento progresivo del mismo hasta su estabilización a los 5 meses en promedio (rango 3-8 meses). El hundimiento promedio en estos pacientes fue de 2,6 mm (rango 1-5 mm). En los dos casos donde no se constató una osteointegración del injerto, se observó un hundimiento mayor a los 5mm (6mm en una cadera y 8mm en la otra), determinándose entonces una falla radiológica. Ambos ca-

sos correspondían a un fémur tipo C en el preoperatorio. Cabe aclarar que el paciente que sufrió un hundimiento del componente femoral de 8 mm fue operado en el año 1998, con un tallo Charnley largo sin el empleo del instrumental específico para la impactación del injerto molido. Retrospectivamente observamos en este caso un fémur tipo C con una escasa cantidad de injerto en la radiografía posoperatoria inmediata. Respecto de los casos en que se utilizaron las tablas de cortical como refuerzo, en ambos casos se observó la integración de las mismas a partir de sus extremos con el hueso huésped, aunque vale destacar que en ambos casos parte de las mismas se reabsorbieron y adelgazaron en algunos sitios, sobre todo en la porción media (fig. 1).

No observamos ningún caso de desfuncionalización de fémur proximal en este grupo, de hecho, encontramos una mejora del capital óseo del fémur proximal en 13 de los 17 pacientes. Encontramos en 11 casos un trocánter mayor estable y en 4 pacientes una pseudoartrosis del trocánter mayor, mientras que en las 4 caderas restantes se constató una ausencia del mismo. En 5 caderas encontramos líneas radiolúcidas <1 mm, tres en las zonas 1 y 7 y

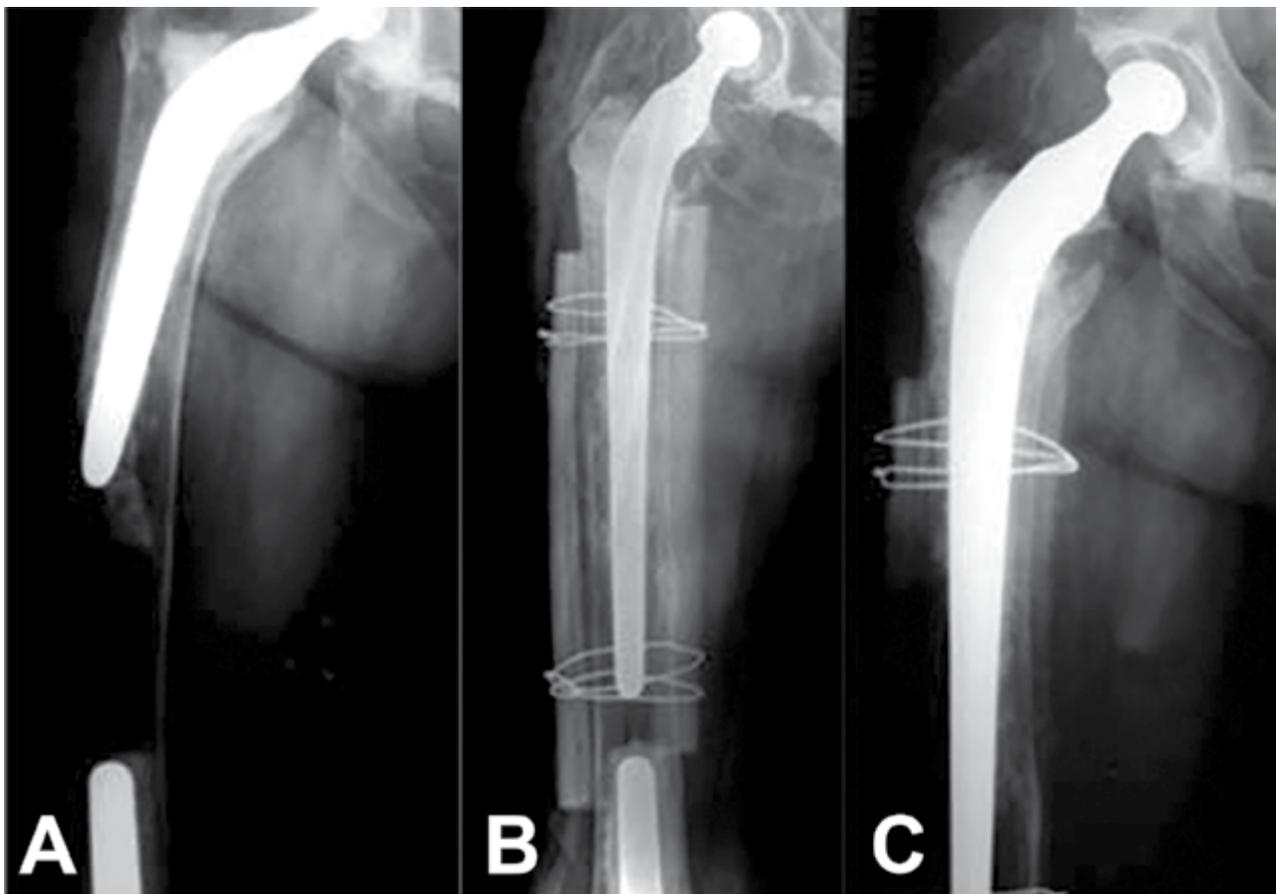


Figura 1: A) Paciente con un aflojamiento mecánico del tallo de tipo Charnley, Obsérvese su hundimiento y varización (presenta también un remplazo total de rodilla con vástago femoral). B) Posoperatorio inmediato donde, además del injerto molido, se utilizaron dos tablas corticales como refuerzo. C) A los 2 años el tallo conserva su posición, el injerto molido se encuentra integrado, mientras que las tablas corticales se hallan parcialmente reabsorbidas.

otras dos en las zonas 1 y 2, mientras que en los dos casos de falla radiográfica constatamos la existencia de líneas $>1\text{mm}$ en las zonas 1, 2, 3, 5 y 7. En ningún caso observamos la presencia zonas de osteólisis ni de líneas radiolúcidas $>2\text{mm}$.

En cuanto a la evaluación radiográfica del grupo FD, se observaron imágenes compatibles con una desfuncionalización ósea proximal en 5 de los 22 casos tratados, siendo severa en dos casos. Con respecto al hundimiento protésico constatamos un descenso del tallo 6 de las 22 caderas. En una de ellas se determinó la falla radiográfica al observar un hundimiento de 9 mm, siendo este un fémur tipo C (fig. 2).

El hundimiento promedio observado en los 5 pacientes restantes fue de 2,4 mm (rango 2-3). En 12 casos pudimos objetivar un trocánter mayor estable y en 3 caderas una

pseudoartrosis del trocánter mayor, mientras que en los 7 pacientes restantes no pudimos certificar la integridad del mismo.

En el grupo IM, hubo 2 complicaciones intraoperatorias las cuales correspondieron a una falsa vía, una de las cuales por ser pequeña no requirió ningún gesto quirúrgico mientras que la restante fue tratada con lazadas de alambre y una malla cribada para obturar el defecto. En cuanto a las complicaciones posoperatorias de este grupo, se observaron 2 episodios de luxación en 2 pacientes, ambas reducidas en forma cerrada. Uno de ellos presentó otro episodio de luxación una sola vez más, sin requerir revisión.

En cuanto a las complicaciones del grupo FD, tuvimos dos pacientes con un episodio de luxación en el posoperatorio. Uno de estos fue reoperado a los 45 días de la colo-

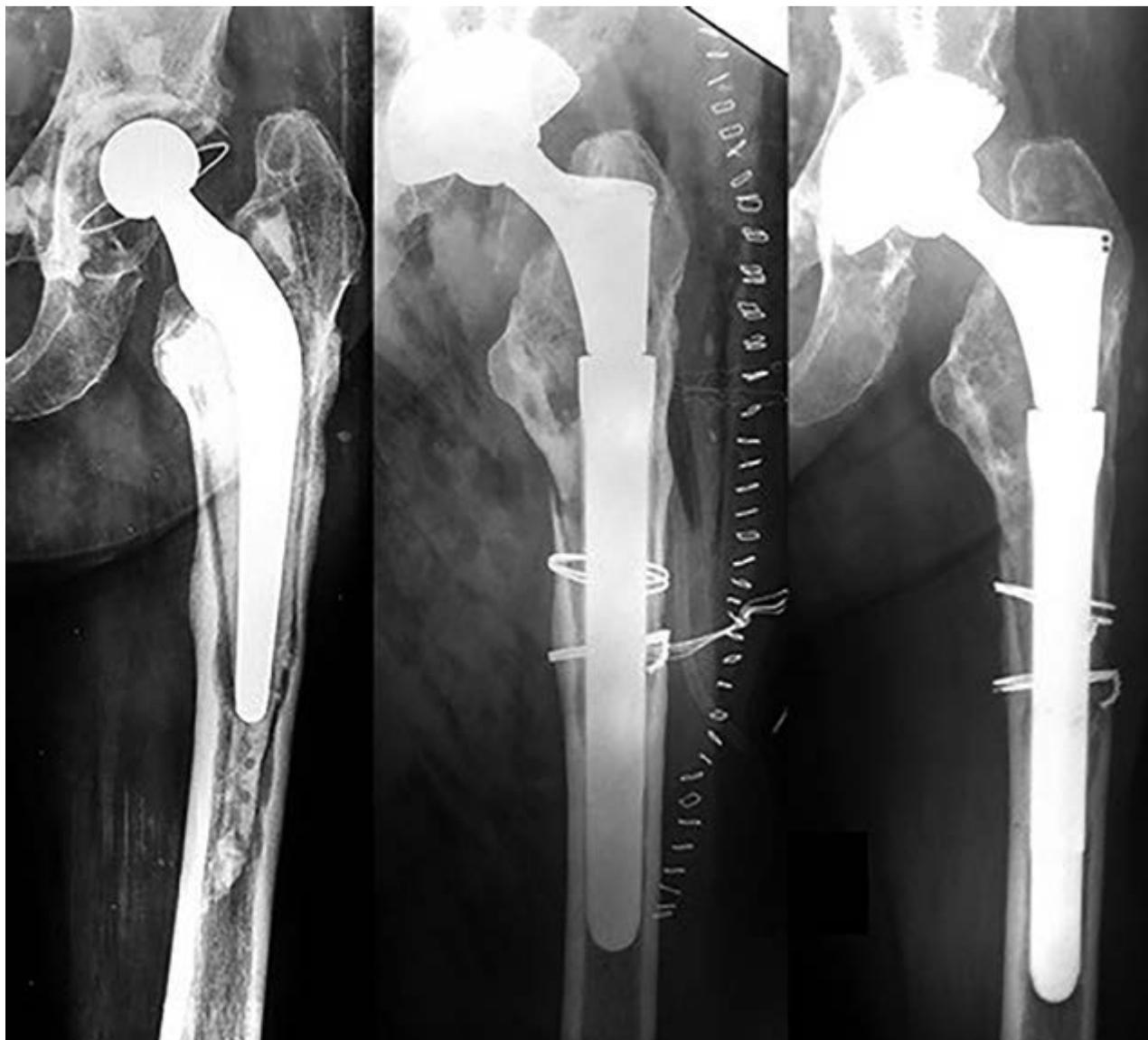


Figura 2: A) Paciente que presenta un aflojamiento mecánico. B) Se le realiza una revisión con colocación de tallo no cementado de fijación distal. C) Se constata el hundimiento del tallo de 9mm a los 6 meses de operado.

cación del implante de fijación distal para realizar un intercambio de liner, procedimiento luego del cual no repitió episodios de luxación.

DISCUSIÓN

En nuestro estudio, ambas técnicas han demostrado ser eficaces en el tratamiento de un defecto de fémur proximal Paprosky IIIA. No hubo diferencias importantes en los resultados obtenidos en la Escala de Harris entre los dos grupos (IM y FD). Ningún paciente del grupo IM fue reoperado, mientras que un solo paciente del grupo FD presentó una falla clínica al ser revisado por luxación, debido a una inadecuada colocación del componente acetabular. Sin embargo, ningún paciente fue sometido a una revisión por fallas en el componente femoral.

En cuanto a la colocación de implantes de fijación distal, estos han demostrado índices de sobrevida muy satisfactorios en diversos estudios.^{4,12,59} Böhm and Bischel publicaron un índice de sobrevida del 95,2% a 14,1 años de seguimiento, con una tasa de revisión del 4,6%.⁴ No obstante, existen algunos reportes que utilizaron un tallo largo Wagner® que muestran índices muy elevados de hundimiento y de luxación, relacionado principalmente al elevado ángulo cervicodifisario que presenta esta prótesis.^{19,23,27} Otros estudios asocian también a los tallos de fijación distal no modulares con un incremento de ciertas complicaciones como lo son las fracturas periprotésicas.^{19,23,27,40} En contraste, varios autores tuvieron buenos resultados con este mismo implante.^{4,19,23,58} Con el fin de disminuir este tipo de problemas, surgieron las prótesis modulares, las cuales se han popularizado en las últimas décadas debido a la gran versatilidad que ofrecen durante una cirugía de revisión compleja.³⁷ Los tallos modulares cónicos y estriados han arrojado resultados más alentadores que los cilíndricos, encontrándose reportes que publican índices de falla mecánica entre el 1,4% y el 4,3% a corto plazo (2,3 a 4 años de seguimiento).^{29,39,43,52,55,60} Uno de los problemas que presentan estos implantes es la corrosión por fricción que conlleva a una osteólisis o una rotura del implante a nivel de la unión entre los módulos del tallo.¹⁵

El objetivo de los componentes de fijación distal consiste en saltar la transmisión de las fuerzas de carga a la zona distal al defecto con el fin de no sobrecargar el segmento comprometido. Esto en ciertas situaciones generaría una falta de estímulo a nivel del defecto femoral, con la consecuente desfuncionalización del mismo. En nuestra serie tuvimos en el grupo FD un índice del 13,5% de disminución leve en la densidad ósea proximal a la fijación de la prótesis, siendo severa en otro 9%. Paprosky y colaboradores reportaron un índice del 6% de desfuncionalización severa, sin embargo, ésta fue asintomática.⁴⁶

Un punto importante en el uso de estos implantes, es la estabilidad del sistema que le otorga al paciente la capacidad de bipedestar y marchar con carga sobre el miembro comprometido inmediatamente terminada la cirugía. No obstante, en nuestro servicio indicamos a todos nuestros pacientes operados con esta técnica una marcha con carga y asistencia recién a las 48 hs de la cirugía por el compromiso de partes blandas que se genera durante este procedimiento.

En cuanto a la reconstrucción femoral mediante la impactación de aloinjerto fragmentado, numerosos son los autores que la utilizan para el tratamiento de defectos femorales severos publicando muy buenos resultados.^{14,25,30,53} Esta técnica se basa en la formación de un neoostio con el objetivo de insertar el cemento y otorgarle una mayor estabilidad al implante. El comportamiento biomecánico y la biología de este tipo de injerto se ha estudiado con cuidado en varios estudios, observándose una adecuada supervivencia y remodelación a través de la revascularización y la invasión del injerto por parte del hueso huésped.^{2,8,56} Primero Ling y luego otros autores, han demostrado que el aloinjerto impactado se puede dividir, desde el centro a la periferia en tres zonas, observando que la capa más externa lentamente se va corticalizando y le devuelve al hueso huésped la resistencia perdida.^{2,32,44,45} Sin embargo, distintos trabajos han reportado complicaciones con el uso de esta técnica, tales como fracturas intraoperatorias y posoperatorias.^{24,32,42} Las fracturas intraoperatorias pueden suceder durante la impactación del injerto molido en el canal femoral.^{16,42,47,54} Las recomendaciones para disminuir esta complicación son realizar una adecuada liberación de las partes blandas del fémur, evitando las fuerzas de tensión y torsión durante las diferentes posiciones en que se coloca el miembro en la cirugía, sobre todo del tendón del glúteo mayor en la línea áspera femoral. Otro gesto técnico de gran ayuda es colocar una lazada profiláctica antes de la impactación y la eventual utilización de tablas corticales en los sitios donde la caña femoral está más adelgazada.^{1,16} Leopold y cols. informaron una disminución de la incidencia de fracturas intraoperatorias con este procedimiento, al colocar una lazada de alambre profiláctica femoral, del 7% al 2%.³¹

Distintos estudios recomiendan sobrepasar el defecto con el tallo una cantidad de centímetros equivalentes a 2 o 3 diámetros del fémur.^{17,49} La correcta impactación vigorosa del injerto asegura no solo estabilidad rotatoria sino también una disminución en el índice de hundimiento.³⁰ En el caso de los tallos pulidos cementados en forma de triple cono, su comportamiento se basa en un hundimiento inicial en el manto de cemento por una deformidad plástica de este, de no más de 2 a 3 mm, para

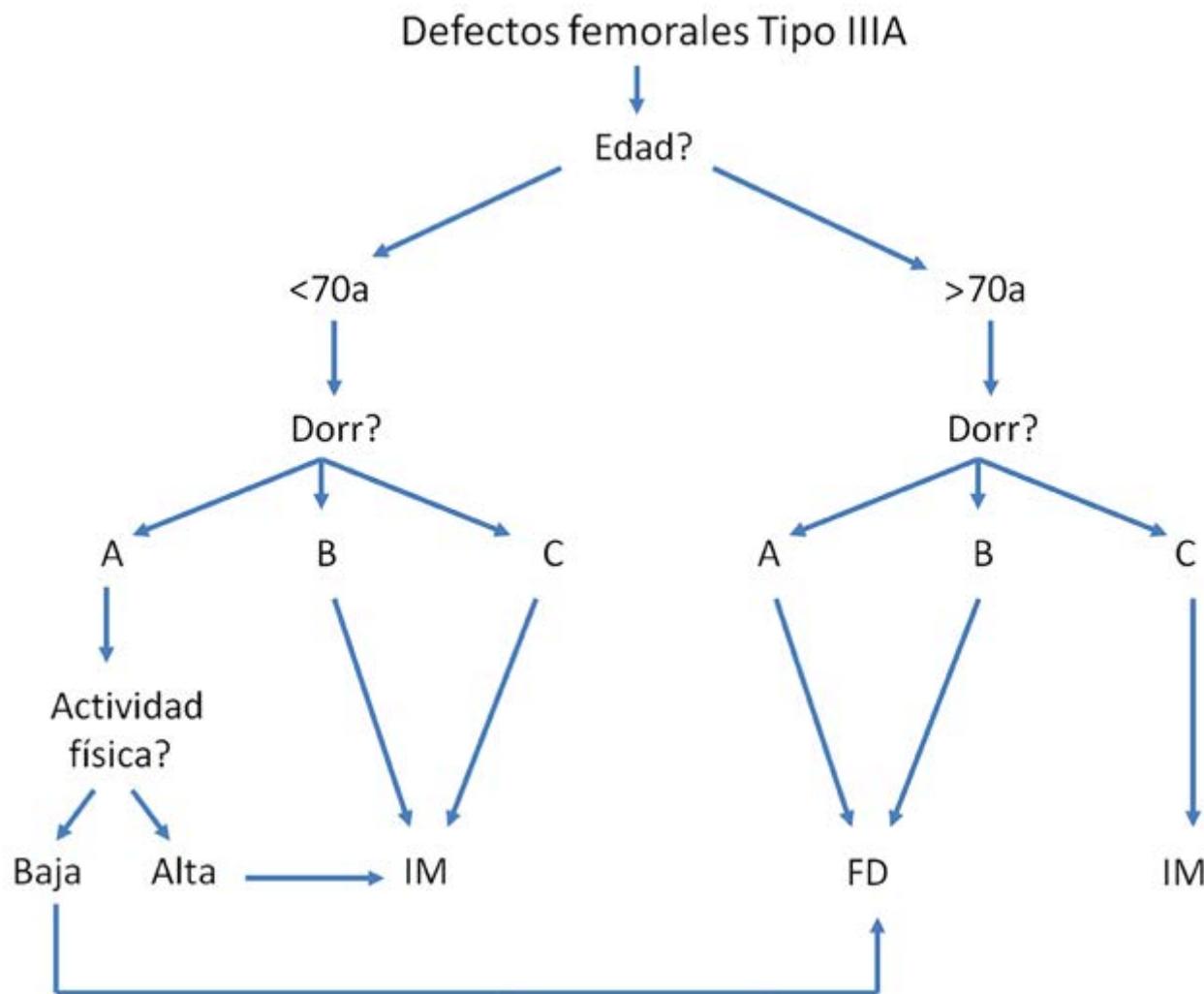


Gráfico 1: Algoritmo terapéutico propuesto para el tratamiento de defectos femorales IIIA. IM: Injerto Molido con tallos cementados largos. FD: Tallos de Fijación Distal.

luego detenerse y estabilizarse. Se sabe que la viscosidad del cemento no afecta este comportamiento.^{45,49} Por otro lado, en las revisiones el hundimiento también se encuentra afectado por la utilización de injerto impactado y la integridad de las corticales que lo rodean, y es originado por el hundimiento del manto de cemento en el injerto molido.²⁶ En nuestro estudio constatamos un hundimiento del tallo en el 36,8% de los pacientes del grupo IM, con un descenso promedio de 3,5 mm. Esto coincide con los resultados descritos por Leone y colaboradores, quienes reportaron un hundimiento de 2,5 mm promedio en el 44% de sus pacientes.³⁰ Otras series presentan un mayor hundimiento como lo muestra el estudio publicado en 2008 por Gie y colaboradores, en el que hallaron un hundimiento de 5,1 mm promedio con una supervivencia del implante del 82% a los 5 años posoperatorios.¹⁷

El uso de implantes cementados largos con injerto óseo impactado se encuentra altamente recomendado en pa-

cientes que presentan un fémur tipo C, donde el canal medular es mayor a 18 mm, debido a que un tallo no cementado favorece complicaciones como dolor de muslo y fracturas periprotésicas.

Una ventaja que presenta esta técnica con respecto a la fijación distal, es la renovación del capital óseo en el segmento proximal del fémur. Esto se debe a que el injerto adicionado posee características determinadas como la osteoconducción y la osteoinducción, que sumado a una transmisión de la carga estimulan la restitución de la reserva ósea en el fémur proximal. No obstante, esta técnica conlleva a una rehabilitación posoperatoria más lenta, con un retorno a la marcha más tardío, lo cual puede ser perjudicial para aquellos pacientes mayores con el consecuente padecimiento de enfermedades asociadas al reposo prolongado. Si bien es cierto que muchos pacientes pueden deambular sin cargar peso en el miembro comprometido mediante la utilización de asistencia, como lo

es el uso de muletas o bastones, la gran mayoría de los pacientes mayores no cuentan con la fuerza suficiente en sus extremidades superiores como para soportar el peso corporal.

Como limitaciones de nuestro trabajo encontramos un número reducido de pacientes en cada grupo (IM y FD), observando además una conformación heterogénea de los mismos si tenemos en cuenta los tipos de fémures que los componían. Esto no nos permitió la comparación exacta entre ambos grupos, sin embargo, recordamos que el objetivo del presente estudio no es la mera comparación entre ambas técnicas sino la

CONCLUSIONES

Si bien no observamos diferencias en los resultados entre ambas técnicas, creemos que es menester hacer un mayor hincapié en las indicaciones de cada una de ellas, teniendo en cuenta principalmente el tipo de paciente que acude a la consulta y las características del defecto con el cual

nos enfrentamos.

Debido a que la utilización de tallos largos cementados con injerto óseo molido conduce a restaurar el capital óseo perdido, es recomendable aplicarlo en pacientes más jóvenes y activos, los cuales tienen una mayor expectativa de vida, con la consecuente posibilidad de necesitar una nueva revisión en el futuro.

Recomendamos reservar el uso de tallos de fijación distal en aquellos pacientes mayores y menos activos en los cuales existe una mayor necesidad de retornar a la marcha.

Además, al comparar la complejidad entre ambas técnicas, la colocación los implantes de fijación distal conlleva a una cirugía de menor tiempo, importante en aquellos pacientes con un estado general deteriorado. Sin embargo, debido a las causas ya mencionadas, en aquellos pacientes con un fémur tipo C es aconsejable el uso de tallos cementados combinados con aloinjerto molido.

Por todo lo anteriormente expuesto proponemos el siguiente algoritmo terapéutico (graf. 1).

BIBLIOGRAFÍA

- Baker R, Toms A, Kuiper JH. Reconstruction of femoral defects in revision hip surgery. *J Bone Joint Surg Br* 2006; 88-B: 832-6.
- Berzins A, Summer DR, Wasielewski. Impacted particulate allograft for femoral revision total hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 1996;11:500-6.
- Blackley HR, Davis AM, Hutchison CR, et al. Proximal femoral allografts for reconstruction of bone stock in revision arthroplasty of the hip: a nine to fifteen-year follow up. *J bone Joint Surg (AM)*. 2001;83:346-354.
- Böhm P, Bischel O. The use of tapered stems for femoral revision surgery. *Clin Orthop* 2004;420:148.
- Bolder SB, Schreurs BW, Verdonschot N, Veth RP, Buma P. Wire mesh allows more revascularization than a strut in impaction bone grafting: an animal study in goats. *Clin Orthop Relat Res*. 2004;423:280-6.
- Bono JV, McCarthy JC, Lee J, et al. Fixation with a modular stem in revisión total hip arthroplasty. *Instr Course Lect*. 2000;49:131-139.
- Buttaro M, Comba F, Piccaluga F. Proximal Femoral Reconstruction with Bone Impaction Grafting and Metal Mesh. *Clin Orthop Relat Res*. 2009;467:2325-2334.
- Callaghan JJ, Heiner AD, Brown TD. The basic science of impaction allografting in revision hip surgery. *Instr Course Lect* 2000;49:103-10.
- Del Sel H, Vedoya S, Garabano G. *Rev Asoc Arg Ortop Traumatol*. 2009;74:3.
- Della Valle CJ, Paprosky WG. The femur in revision total hip arthroplasty evaluation and classification. *Clin Orthop Relat Res*. 2004;420:55-62.
- Duncan CP, Masri BA. Fractures of the femur after hip replacement. *Instr Course Lect*. 1995;44:293-304.
- Engh Jr CA, Ellis TJ, Koralewicz LM, et al. Extensively porous-coated femoral revision for severe femoral bone loss: minimum 10-year follow-up. *J Arthroplasty* 2002;17:955.
- Fawcett K, Barr AR. *Tissue Banking (American Association of Blood Banks)*. Basel, Switzerland: Karger; 1987:97-107.
- Fetzer GB, Callaghan JJ, Templeton JE, Goetz DD, Sullivan PM, Johnston RC. Impaction allografting with cement for extensive femoral bone loss in revision hip surgery: a 4- to 8-year follow-up study. *J Arthroplasty*. 2001;16(8 Suppl 1):195-202.
- Garbuz DS, Toms A, Marsi BA, et al. Improved outcome in femoral revision arthroplasty with tapered fluted modular titanium stems. *Clin Orthop* 2006;453:199.
- Gie GA, Linder L, Ling RS, Simon JP, Slooff TJ, Timperley AJ. Impacted cancellous allografts and cement for revision total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br*. 1993;75:14-21.
- Gie GA, Sierra R, Tsiridis E. The use of long cemented stems for femoral impaction grafting in revision total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 2008;90:1330-6.
- Gruen TA, McNeice GM, Amstutz HC. "Modes of failure" of cemented stem-type femoral components: a radiographic analysis of loosening. *Clin Orthop Relat Res*. 1979;141:17-27.
- Grunig R, Morscher E, Ochsner PE. Three to 7-year results with the uncemented SL femoral revision prosthesis. *Arch Orthop Trauma Surg* 1997;116:187.
- Halliday BR, English HW, Timperley AJ, Gie GA, Ling RS. Femoral impaction grafting with cement in revision total hip replacement. Evolution of the technique and results. *J Bone Joint Surg Br*. 2003;85:809-17.
- Harris WH, McGann WA. Loosening of the femoral component after use of the medullary-plug cementing technique. Follow-up note with a minimum five-year follow-up. *J Bone Joint Surg Am*. 1986;68:1064-1066.
- Harris WH. Traumatic arthritis of the hip after dislocation and acetabular fractures: treatment by mold arthroplasty. An end-result study using a new method of result evaluation. *J Bone Joint Surg Am* 1969;51:737.
- Isacson J, Stark A, Wallensten R. The Wagner revision prosthesis consistently restores femoral bone structure. *Int Orthop* 2000;24:139.
- Kavanagh BF, Fitzgerald RH Jr. Multiple revision for failed total hip arthroplasty not associated with infection. *J Bone Joint Surg Am* 1987;69:1144-9.
- Kim YH. Cemented revision hip arthroplasty using strut and impacted cancellous allografts. *J Arthroplasty*. 2004;19:726-732.
- Knight JL, Helming C. Collarless polished tapered impaction grafting of the femur during revision total hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 2000;15-2:159-65.
- Kolstad K, Adalberth G, Mallmin H, et al. The Wagner revision stem for severe osteolysis: 31 hips followed for 1.5-5 years. *Acta Orthop Scand* 1996;67:541.
- Krishnamurthy AB, MacDonald SJ, Paprosky WG. 5- to 13-year follow-up study on cementless femoral components in revision surgery. *J Arthroplasty*. 1997;12:839-847.
- Kwong LM, Miller AJ, Lubinus P. A modular distal fixation option for proximal bone loss in revision total hip arthroplasty: a 2- to

- 6-year follow-up study. *Arthroplasty* 2003;18(Suppl 1):94.
30. Leone WA, Jr., Naughton M, Gratto-Cox G, Luland CM, Kilgore JE, Hill GE. The effect of preoperative planning and impaction grafting surgical technique on intraoperative and postoperative complication rate for femoral revision patients with moderate to severe bone loss mean 4.7-year results. *J Arthroplasty*. 2008; 23:383-394.
 31. Leopold SS, Rosseberg AG. Current status of impaction allografting for revision of a femoral component. *Inst Course Lect* 2000;49:111-8.
 32. Ling RS, Timperley AJ, Linder L. Histology of cancellous impaction grafting in the femur. *J Bone Joint Surg Br* 1993;75:14-21.
 33. Ling RS, Timperley AJ, Linder L. Histology of cancellous impaction grafting in the femur. A case report. *J Bone Joint Surg Br*. 1993;75:693-6.
 34. Ling RSM, Timperley AJ, Linder L. Histology of cancellous impaction grafting in the femur. *J Bone Joint Surg (Br)*. 1993;75:693-696.
 35. Lopreite F, Garabano G, Mana Pastran D, Dal Lago J, del Sel H. Utilización de tallos femorales largos cementado asociado a injerto óseo molido e impactado en revisiones de cadera. *Rev Asoc Argent Ortop Traumatol*. 2012;77:104-111.
 36. Loudon JR, Charnley J. Subsidence of the femoral prosthesis in total hip replacement in relation to the design of the stem. *J Bone Joint Surg Br*. 1980;62:450-453.
 37. Mardones R, Gonzalez C, Cabanela ME, et al. Extended femoral osteotomy for revision of hip arthroplasty: results and complications. *J Arthroplasty* 2005;20:79.
 38. Maurer SG, Baitner AC, Di Cesare PE. Reconstruction of the failed femoral component and proximal femoral bone loss in revision hip surgery. *J Am Acad Orthop Surg*. 2000;8:354-363.
 39. McInnis DP, Horne G, Devane PA. Femoral revision with a fluted, tapered, modular stem. Seventy patients followed for a mean of 3.9 years. *J Arthroplasty* 2006;21:372.
 40. Meek RM, Garbuz DS, Masri BA, et al. Intraoperative fracture of the femur in revision total hip arthroplasty with a diaphyseal fitting stem. *J Bone Joint Surg Am* 2004;86:480.
 41. Mowe JC, ed. *Standards for Tissue Banking*. Arlington, VA: American Association of Tissue Banks; 1988.
 42. Murloy WF, Harris WH. Revision total hip arthroplasty with use of so-called second-generation cementing techniques for aseptic loosening of the femoral component. *J Bone Joint Surg Am* 1996;78:325-30.
 43. Murphy SB, Rodriguez J. Revision total hip arthroplasty with proximal bone loss. *J Arthroplasty* 2004;19(Suppl 1):115.
 44. Nelissen RG, Bauer TW, Weidenhielm LR, LeGovan DP, Mikhail WE. Revision hip arthroplasty with the use of cement and impaction grafting. Histological analysis of four cases. *J Bone Joint Surg Am*. 1995;77:412-22.
 45. Nelissen RG, Garling EH. Influence of cement viscosity and cement mantle thickness on migration of the exert total hip prosthesis. *J Arthroplasty* 2005;20-4:521-8.
 46. Paprosky WG, Greidanus NV, Antoniou JA. Minimum 10-year results of extensively porous-coated stems in revision hip arthroplasty. *Clin Orthop* 1999;369:230.
 47. Pekkarinen J, Alho A, Lepisto J. Impaction bone grafting in revision hip surgery: a high incidence of complications. *J Bone Joint Surg Br* 2000;82:103-7.
 48. Poulakka TJ, Pajamaki KJ, Halonen PJ, et al. The Finnish Arthroplasty Register: report of the hip register. *Acta Orthop Scand*. 2001;72:433-441.
 49. Randhawa K, Houssain FS, Lawrence T. A prospective study of hip revision surgery using the Exeter long-stem prosthesis. *J Orthop Traumatol* 2009;10:159.
 50. Roberson JR. Proximal femoral bone loss after total hip arthroplasty. *Orthop Clin North Am*. 1992;23:291-302.
 51. Schreurs BW, Buma P, Huiskes R, Slagter JL, Slooff TJ. Morsellized allografts for fixation of the hip prosthesis femoral component. A mechanical and histological study in the goat. *Acta Orthop Scand*. 1994;65:267-75.
 52. Schuh A, Werber S, Holzwarth U, et al. Cementless modular hip revision arthroplasty using the MRP Titan Revision Stem: outcome of 79 hips after an average of 4 years' follow-up. *Arch Orthop Trauma Surg* 2004;124:306.
 53. Sierra RJ, Charity J, Tsidis E, Timperley JA, Gie GA. The use of long cemented stems for femoral impaction grafting in revision total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am*. 2008;90:1330-1336.
 54. Sloof TJJ, Huiskes R, Lemmens AJ. Bone grafting in total hip replacement for acetabular protrusion. *Acta Orthop Scand* 1984;55:593-6.
 55. Sporer SM, Paprosky WG. Cementless femoral revision: the role of monoblock versus modular stems. *Curr Orthop* 2006;20:171.
 56. Ullmark G, Obrant KJ. Histology of impacted bone grafting incorporation. *J Arthroplasty* 2002;17:150-7.
 57. Wagner H, Wagner M. Hüftprothesenwechsel mit der Femur-Revisionsprothese: Erfahrungen aus 10 Jahren. *Med Orth Tech*. 1997;117:138-148.
 58. Wagner H. Revisionsprothese für das hüftgelenk. *Orthopäde* 1989;18:438.
 59. Weeden SH, Paprosky WG. Minimal 11-year followup of extensively porous-coated stems in femoral revision total hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 2002;17 (Suppl 1):134.
 60. Wirtz DC, Heller KD, Holzwarth U, et al. A modular femoral implant for uncemented stem revision in THR. *Int Orthop* 2000;24:134.

Snapping Knee Causado por Fabela en Paciente sin Antecedente Traumático

Santiago Focaraccio, Alberto Emanuel Muzzio

Servicio de Ortopedia y Traumatología, Hospital Alemán de Buenos Aires

Santiago Focaraccio

focaraccio.santiago@gmail.com

RESUMEN

Los chasquidos se producen habitualmente por el desplazamiento de estructuras anatómicas y patológicas durante los movimientos articulares. Una de las articulaciones más afectadas es la rodilla, ya que es una articulación grande y compuesta por numerosas estructuras.

La literatura disponible se focaliza principalmente en los chasquidos producidos por tendones. Pocos trabajos reportan sobre tumores intraarticulares y menos aún sobre casos sintomáticos de fabela. En este trabajo reportamos un caso de un paciente de sexo masculino de 26 años de edad sin antecedente de trauma con chasquidos causados por una fabela. Al no mejorar los síntomas con tratamiento médico se decidió realizar tratamiento quirúrgico realizando, mediante abordaje lateral de rodilla derecha, resección de fabela de aproximadamente 10 x 15 mm, con remisión total del dolor y los chasquidos.

Los chasquidos asociados a tumores intraarticulares y especialmente a fabela no suele ser una causa común ni publicada, pero es importante tenerla en cuenta para evitar diagnóstico y resolución tardía.

Palabras clave: Chasquido; Dolor; Fricción; Fabela; Snapping Fabella; Snapping Knee

Nivel de Evidencia: IV

ABSTRACT

Clicks are usually produced by the displacement of anatomical and pathological structures during joint movements. Knee is of the most affected joint, because of the numerous structures that it has.

The available literature focuses primarily on clicks produced by tendons. Few works had reported intra-articular tumors. In this work, we report a case of a 26 year-old male patient with no history of trauma with clicking sounds caused by a fabela. As the symptoms did not improve with medical treatment, we decided to perform surgical treatment, performing a fabela resection of approximately 10 x 15 mm, using a lateral approach of the right knee, with total remission of pain and clicks.

Clicks associated with intra-articular tumors and especially fabela is not usually a common or published cause, but it is important to take it into account to avoid late diagnosis and resolution.

Key words: Pain; Impingement; Fabella; Snapping Fabella; Snapping Knee

Level of Evidence: IV

INTRODUCCION

Los chasquidos se producen habitualmente por el desplazamiento de estructuras anatómicas y patológicas durante los movimientos articulares. Los chasquidos a repetición pueden producir molestias, dolor o dificultad para realizar actividad física. La identificación de la causa de los chasquidos puede ser bastante difícil debido al gran número de patologías que pueden estar produciéndolos.¹

Una de las articulaciones más afectadas es la rodilla, ya que es una articulación grande y compuesta por numerosas estructuras que pueden generar chasquidos como hueso, cartílago, tejido adiposo, tendones y cuerpos li-

bres.¹

Con respecto al diagnóstico de esta patología, tenemos un gran número de estudios por imágenes disponibles (Rx, TAC, RMN y Eco). En la rodilla, las causas de estos chasquidos pueden ser: Intraarticulares o Extraarticulares, la mayoría pudiendo diagnosticarse con los estudios antes mencionados.²

Como causas extraarticulares podemos mencionar: Bíceps femoral, Tendón del poplíteo, Banda iliotibial, Tendón patelar, Fricción del cóndilo femoral. Como causas intraarticulares: Chasquido meniscal (causa más frecuente), plica sinovial y cuerpos libres y tumores intraarticulares.³⁻¹⁰

La literatura disponible se focaliza principalmente en los chasquidos producidos por tendones. Pocos trabajos

Recibido: Mayo de 2020. Aceptado: Junio de 2020.

reportan sobre tumores intraarticulares y menos aún sobre casos sintomáticos de fabela.¹¹

La fabela es un hueso sesamoideo que se localiza en la unión mio-tendinosa de la cabeza del gemelo lateral, bilateral en el 80% de los casos, con un tamaño promedio de 2.2 cm.¹² La cara anterior de la fabela suele contactar con la parte posterior del cóndilo femoral lateral, motivo por el cual está recubierta por cartílago hialino y ayuda al movimiento articular.¹³

En este trabajo reportamos un caso de un paciente de sexo masculino de 26 años de edad sin antecedente de trauma con chasquidos causados por una fabela.

CASO

Paciente de sexo masculino de 26 años de edad consulta a nuestro hospital por presentar dolor lateral de rodilla derecha de semanas de evolución, atraumático, asociado a chasquidos audibles y dolorosos. Se interpretó en un primer momento como Fricción de la Banda Iliotibial. Al no mejorar con tratamiento médico, el paciente con-



Figura 1: Radiografía incidencia frente rodilla derecha.

sulta nuevamente a los 3 meses, se realiza una radiografía de frente y perfil de rodilla derecha (figs. 1 y 2) la cual evidenciaba la presencia de una fabela. Se solicitó ecografía la cual evidenció hueso sesamoideo lateral coincidente con zona dolorosa, sin alteración tendinosa o de partes blandas.

Al no mejorar los síntomas con tratamiento médico se decidió realizar tratamiento quirúrgico realizando, mediante abordaje lateral de rodilla derecha, resección de fabela de aproximadamente 10 x 15 mm, con remisión total del dolor y los chasquidos (figs. 3 a 7).

DISCUSIÓN

Hay muchos trabajos publicados en la bibliografía sobre snapping knee con múltiples etiologías, la mayoría reportando casos de fricciones tendinosas como síndrome de la BIT, Bíceps femoral, Tendón del poplíteo o Tendón patelar, pero pocos reportados causados por tumores intraarticulares.³⁻¹⁰

Con respecto al diagnóstico de esta patología, tenemos un gran número estudios por imágenes disponibles. Las radiografías (RX) y la Tomografía (TAC) son especialmente útiles para evaluar estructuras óseas, en cambio la Re-



Figura 2: Radiografía incidencia perfil rodilla derecha.

sonancia (RMN) tiene mejor resolución para evaluar las partes blandas. La desventaja que presentan es que estos estudios son habitualmente realizados en forma estática, motivo por el cual es muy importante y eficiente la realización de estudios dinámicos como la ecografía, los cuales pueden identificar la estructura que genera el chasquido tanto con la articulación quieta como en movimiento.¹ En los últimos años, la ecografía ha mostrado un gran avance no solo en la identificación del chasquido sino en la fisiopatología de la misma.¹⁴⁻¹⁸ Es uno de los pocos estudios que permiten evidenciar dinámicamente la relación entre los síntomas y la alteración estructural. Hay casos en los que este estudio genera falsos negativos, ya sea por la profundidad de la estructura afectada, baja capaci-

dad del operador o que el paciente no pueda reproducir el chasquido en el momento del estudio.¹⁷⁻¹⁸

Geeslin y LaPrade reportaron 3 casos de snapping Knee causado por fricción de tendones isquiotibiales. 1 paciente fue tratado con tenotomía de semitendinoso y 2 pacientes con tenotomía de semitendinoso y recto interno.¹⁹

Von Dercks y cols. también reportaron un caso de snapping knee causado por fricción de isquiotibiales, en una paciente de sexo femenino de 24 años de edad, pero en este caso el tratamiento fue la tenotomía del semitendinoso y la desinserción parcial de la porción antero-medial del semimembranoso.²⁰

McNulty y cols. reportaron un caso de snapping knee por fricción de bíceps femoral secundario a anomalía de la cabeza femoral en un paciente de sexo masculino de 19 años de edad. Ante el fracaso del tratamiento conservador se realizó una resección parcial de la cabeza del peroné, dejando intacta la inserción del bíceps femoral. El paciente evolucionó favorablemente con remisión de los síntomas.²¹

Valvalle y Capozzi reportaron un caso en el cual la cabeza del peroné no era prominente, pero el bíceps femoral generaba un chasquido sobre ésta. El tratamiento fue resuelto quirúrgicamente resecando parte posterior de la cabeza del peroné.³

Bernhardson y LaPrade describieron 3 casos de ruptura de ambas inserciones distales del bíceps femoral, las cuales fueron insertadas quirúrgicamente en sus posiciones anatómicas, volviendo los pacientes a una función normal.⁴



Figura 3: Marcado de estructuras anatómicas con marcador.



Figura 4: Abordaje Lateral de rodilla derecha.



Figura 5: Abordaje Lateral de rodilla derecha.

Date y cols. describieron un caso de un paciente con múltiples inserciones anómalas de la porción larga del bíceps femoral, las cuales generaban chasquidos. El tratamiento fue la resección de las inserciones anómalas y sutura de las mismas a la inserción anatómica.⁵

Gaine y Mohamed reportaron 3 casos de snapping knee causados por impingement del tendón del poplíteo secundario a osteofitos femorales. 2 casos fueron tratados artroscópicamente con resección del osteofito pero 1 caso debió ser con resección del tendón.²²

Goebel y cols. reportaron un caso de una paciente de sexo femenino de 17 años de edad con rótula bipartita bilateral que causaba snapping knee en su rodilla izquierda a los 30-40° de flexión. El diagnóstico definitivo fue realizado por visualización directa artroscópica del resalto que se generaba a los 30-40° de flexión, y el tratamiento fue la resección de las partes blandas y fusión de las 2 porciones de la rótula bipartita con 2 tornillos, con excelentes resultados a los 12 meses de seguimiento.²³

Mine y cols. reportaron 2 casos de pacientes con chasquidos, dolor y bloqueos en rodilla. En un caso se palpaba una tumoración medial a la patela a la flexión entre 15° y 30°, la RMN evidenció tumoración de 2x2 cm que fue resecada artroscópicamente. En el otro caso se palpaba una tumoración blanda a la flexión de rodilla, la RMN evidenció una tumoración de 1x2 cm postero-inferior a la patela, la cual fue también resecada artroscópicamente. Ambos casos evolucionaron sin remisión de los síntomas.²⁴

Segal y cols. reportaron un caso de una snapping knee en un paciente con reemplazo total de rodilla, secundaria a una fabela en la parte posterior del cóndilo femoral lateral protésico. El diagnóstico se hizo gracias a la utilización de la ecografía y el tratamiento fue la resección quirúrgica de la fabela.¹⁰

Jaffe y cols.²⁵, al igual que Larson y Becker,²⁶ reportaron también 2 casos con snapping knee secundario a fabela

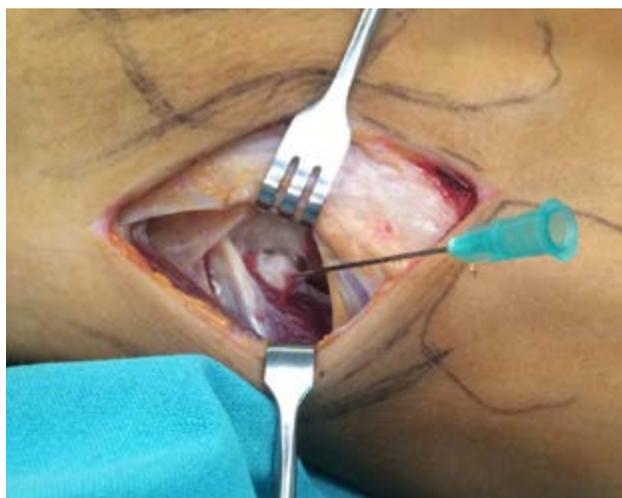


Figura 6: Marcado con aguja de localización de fabela.



Figura 7: Comparación de fabela con bisturí para evidenciar tamaño de la misma.

causando impingement en inserto de polietileno, en pacientes con artroplastia total de rodilla.

Justin M. Hire y cols. reportaron un caso de un paciente de 31 años con una snapping knee de 5 años de evolución, secundaria a una gran fabela. Al examen físico presentaba un chasquido audible y palpable a la movilidad de la rodilla. Luego de realizar un tratamiento incruento sin resultados satisfactorios, se realizó la resección de la fabela, la cual tenía un tamaño de 15 x 8 x 9 mm, desapareciendo el chasquido, y con muy buen postoperatorio sin dolor y volviendo a las actividades habituales.²⁷

Nosotros presentamos este caso, similar al reportado por Justin M. Hire y cols., pero en un paciente de sexo masculino de 21 años de edad, con chasquido lateral de rodilla derecha palpable y audible, producido por una fabela de 10 x 15 mm. El diagnóstico debió ser realizado con ecografía. La resección quirúrgica de la fabela por vía lateral remitió totalmente los síntomas.

CONCLUSIONES

Los chasquidos son habituales en las articulaciones, pero a veces pueden producir molestias, dolor o dificultad para

realizar actividad física. La identificación de la causa suele ser bastante dificultosa y habitualmente es por fricción tendinosa.

La ecografía es un estudio importante ya que es accesible, económico y es uno de los pocos estudios que permiten evidenciar dinámicamente la relación entre los síntomas

y la alteración estructural.

Los chasquidos asociados a tumores intraarticulares y especialmente a fabela no suele ser una causa común ni publicada, pero es importante tenerla en cuenta para evitar diagnóstico y resolución tardía.

BIBLIOGRAFÍA

1. Antoine J, Marchand, Maïa Proisy, Mickaël Ropars, Michel Cohen, Régis Duvauferrier, Raphaël Guillin. Snapping Knee: Imaging Findings with an Emphasis on Dynamic Sonography. *AJR* 2012; 199:142–150.
2. Scranton PE Jr. Management of knee pain and stiffness after total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 2001; 16:428–435.
3. Vavalle G, Capozzi M. Symptomatic snapping knee from biceps femoris tendon subluxation: an unusual case of lateral pain in a marathon runner. *J Orthop Traumatol*. 2010;11(4):263–266.
4. Bernhardson AS, LaPrade RF. Snapping biceps femoris tendon treated with an anatomic repair. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2010;18(8):1110–1112.
5. Date H, Hayakawa K, Nakagawa K, Yamada H. Snapping knee due to the biceps femoris tendon treated with repositioning of the anomalous tibial insertion. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2012;20(8):1581–1583.
6. Karataglis D, Papadopoulos P, Fotiadou A, Christodoulou AG. Snapping knee syndrome in an athlete caused by the semitendinosus and gracilis tendons. A case report. *Knee*. 2008;15(2):151–154.
7. Krause DA, Stuart MJ. Snapping popliteus tendon in a 21-year-old female. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2008;38(4):191–195.
8. Liu PC, Chen CH, Huang HT, et al. Snapping knee symptoms caused by an intra-articular ganglion cyst. *Knee*. 2007;14(2):167–168.
9. Mine T, Ihara K, Taguchi T, et al. Snapping knee caused by intra-articular tumors. *Arthroscopy*. 2003;19(3):E21.
10. Segal A, Miller TT, Krauss ES. Fabellar snapping as a cause of knee pain after total knee replacement: assessment using dynamic sonography. *AJR Am J Roentgenol*. 2004;183(2):352–354.
11. Vavalle G, Capozzi M. Symptomatic snapping knee from biceps femoris tendon subluxation: an unusual case of lateral pain in a marathon runner. *J Orthop Traumatol*. 2010;11(4):263–266.
12. Sutro CJ, Pomeranz MM, Simon SM. Fabella (sesamoid in the lateral head of the gastrocnemius). *Arch Surg*. 1935;30(5):777–782.
13. Pritchett JW. The incidence of fabellae in osteoarthritis of the knee. *J Bone Joint Surg Am*. 1984;66(9):1379–1380.
14. Khoury V, Cardinal É, Bureau NJ. Musculoskeletal sonography: a dynamic tool for usual and unusual disorders. *AJR* 2007; 188:203; [web]W63–W73
15. Guillin R, Cardinal É, Bureau NJ. Sonographic anatomy and dynamic study of the normal iliopsoas musculotendinous junction. *Eur Radiol* 2009; 19:995–1001.
16. MacLennan AJ, Nemecek NM, Waitayawinyu T, Trumble TE. Diagnosis and anatomic reconstruction of extensor carpi ulnaris subluxation. *J Hand Surg Am* 2008; 33:59–64.
17. Toms AP, Chojnowski A, Cahir JG. Midcarpal instability: a radiological perspective. *Skeletal Radiol* 2011; 40:533–541.
18. Deslandes M, Guillin R, Cardinal É, Hobden R, Bureau NJ. The snapping iliopsoas tendon: new mechanisms using dynamic sonography. *AJR* 2008; 190:576–581.
19. Andrew G. Geeslin, Robert F. LaPrade. Surgical treatment of snapping medial hamstring tendons. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* (2010) 18:1294–1296.
20. Nikolaus von Dercks, Jan Dirk Theopold, Bastian Marquass, Christoph Josten, Pierre Hepp. Snapping knee syndrome caused by semitendinosus and semimembranosus tendons. A case report. *The Knee* 23 (2016) 1168–1171.
21. Mia McNulty, Joseph Carreau, MD, Nathan Hendrickson, MD, Matthew Bollier, MD. Case report: Snapping Biceps Femoris tendon due to abnormal fibular morphology. *Iowa Orthop J*. 2017; 37: 81–84.
22. William J. Gaine, Aslam Mohammed. Osteophyte impingement of the popliteus tendon as a cause of lateral knee joint pain. *The Knee* 9 (2002) 249–252.
23. Sascha Goebel, Andre F. Steinert, Thomas Barthel. Surgical management of a double-layered patella: a case report. *Arch Orthop Trauma Surg* (2009) 129:1071–1075.
24. Takatomo Mine, M.D., Koichiro Ihara, M.D., Toshihiko Taguchi, M.D., Hiroshi Tanaka, M.D., Hidenori Suzuki, M.D., Takahiro Hashimoto, M.D., and Shinya Kawai, M.D. Snapping Knee Caused by Intra-articular Tumors. *The Journal of Arthroscopic and Related Surgery*, Vol 19, No 3 (March), 2003: pp E21.
25. Jaffe FF, Kushner S, Klein M. Fabellar impingement: a cause of pain after total knee replacement. A case report. *J Bone Joint Surg Am*. 1988;70(4):613–616.
26. Larson JE, Becker DA. Fabellar impingement in total knee arthroplasty. A case report. *J Arthroplasty*. 1993;8(1):95–97.
27. Justin M. Hire, David L. Oliver, Ryan C. Hubbard, Michelle L. Fontaine and John A. Bojescul, M. Snapping Knee Caused by Symptomatic Fabella in a Native Knee. *Am J Orthop*. 2014;43(8):377–379.

Estabilidad y Balance Ligamentario. Análisis de 78 Artroplastias Totales de Rodilla Primarias

Federico G. Manfrin, Victor F. Irahola Orozco

C.E.T.O. Consultorio de Especialidades Traumatológicas y Ortopédicas. C.A.B.A., Buenos Aires, Argentina

Federico G. Manfrin

federicogmanfrin@hotmail.com

RESUMEN

El correcto balance ligamentario y de partes blandas es relevante para restituir la cinemática articular en las artroplastias totales de rodilla, aumentando las expectativas de duración, optimizando el funcionamiento articular y la satisfacción. Entre marzo de 2016 y 2017, documentamos gestos quirúrgicos necesarios para equilibrar las brechas en 78 reemplazos articulares de rodilla, utilizando la técnica de resección medida, y preestableciendo un algoritmo de liberación sucesivo y progresivo a demanda, con el objetivo de determinar un análisis estadístico de su utilización, la constricción requerida del implante, el resultado funcional y de confort con un seguimiento mínimo de dos años. La mitad de los pacientes operados presentaba deseje en varo, 32% en valgo y el 18% no presentaba deseje. Mas del 60% de las ATR con deformidad en varo requirieron entre dos y tres gestos de liberación para lograr adecuado balance, mientras que las deformidades en valgo el 72% requirieron hasta dos. En las articulaciones con deformidad en varo el 75% de los implantes utilizados fueron posteroestabilizados, recurriendo a los de mayor constricción en un 13% de los casos (semicostreñidos), en tanto que en la que presentaron deformidad en valgo, en el 56% utilizamos implantes PS, debiendo utilizar semicostreñidos en un 26% de los casos. Concluimos que, si bien no existe una regla establecida de liberación progresiva para obtener un adecuado balance ligamentario, la misma debe ser planificada según la técnica a utilizar (resección medida, balance de la brecha, híbrida), deformidad a tratar y nivel de constricción del implante.

Palabras Claves: Balance Ligamentario; Artroplastia Total de Rodilla; Genu Valgo; Genu Varo; Balance de Brecha; Resección Medida

ABSTRACT

The right ligament balancing and soft tissue are relevant to restore the articular kinematics in complete arthroplasties of knee, enhancing life expectations, optimizing the articular performance and satisfaction. Between March 2016 and 2017 we documented necessary surgical gestures so as to balance the gaps in 78 joint replacements for the knee, using the measured resection technique, and presetting an algorithm of subsequent and progressive release on demand, with the mere goal to determine a statistical analysis of its use, the required constriction of the implant, the functional and comfort outcome with a minimum follow-up period of two years. Half of the operated patients showed misalignment in varus, 32% in valgus and 18% showed no misalignment at all. More than 60% of the Total Knee Arthroplasty with deformity in varus required between two and three movements of release to obtain a proper balance, whereas the deformities in valgus, 72% required up to two. In joints with deformity in varus, 75% of the implants used were post-stabilized, appealing to the closest with constriction in 13% of the cases (semi constricted). However, in those which presented deformity in valgus, in 56% we used PS implants (PS, por su sigla en ingles, Posterior Stabilized), having to use semi constricted in 26% of the cases. We come to the conclusion that although it does not exist an stipulated rule of progressive release in order to get a proper ligament balancing, this one must be planned according to the technique to be used (measured resection, gap balancing and hybrid), deformity to treat and level of implant constriction.

Key Words: Ligament Balancing; Total Knee Arthroplasty; Genu Varus; Genu Valgus; Measured Resection; Gap Balancing

INTRODUCCION

El equilibrio de los espacios generados para la colocación del implante en las artroplastias totales de rodilla ha demostrado ser uno de los factores esenciales para el correc-

to funcionamiento y durabilidad de los mismos.¹⁻³ Este equilibrio está reflejado no solo en la simetría de las brechas en todo el arco de movilidad, sino también por las presiones ejercidas por parte del componente femoral sobre el inserto tibial.⁴ Se ha demostrado que un balance inadecuado de partes blandas se traduce en una artroplastia

Recibido: Mayo de 2020. Aceptado: Junio de 2020.

dolorosa con probable limitación en el rango de movilidad, hidrartrosis a repetición, sensación de inestabilidad y desgaste prematuro del polietileno, entre otras.⁵ Le y cols. describieron que la inestabilidad protésica es la causa más frecuente de revisión temprana (24%), y la segunda más frecuente en revisión tardía (18%).⁶

Se describen tres métodos para realizar el balance protésico. El primero, llamado “resección medida”, comienza por los cortes óseos con posterior balanceo de partes blandas. El segundo, llamado “equilibrio de brecha”, es aquel en el que antes de realizar el corte femoral se efectúan los gestos de liberación necesarios para lograr el balance; finalmente, el método “híbrido”, que conjuga los dos anteriores.^{1,7-9}

Para evidenciar el tamaño, simetría y equilibrio de las brechas, se utilizan espaciadores diseñados a la medida de cada prótesis.¹⁰

La utilización de los diferentes sistemas de asistencia navegada permite una visualización en la pantalla de los valores numéricos de los espacios medial y lateral en extensión, flexión y dinámicamente en todo el arco de movimiento, otorgando certeza del equilibrio de los mismos.¹¹⁻¹³

Existen insertos de prueba con chips electrónicos, que, mediante un programa, (Orthosensor, Verasense), evalúan e informan al cirujano las presiones de los compartimientos, son de gran utilidad para conocer intraoperatoriamente esta variable con un alto grado de exactitud. Actualmente estos insertos están disponibles solo para cuatro modelos de implantes.¹⁴

OBJETIVO

Evaluar la frecuencia y orden de utilización de los gestos necesarios para equilibrar los espacios de extensión y flexión en las artroplastias totales de rodilla primarias, analizar estadísticamente la observación de su uso en las diferentes deformidades, correlacionando el resultado funcional, clínico y constricción de los implantes; controlando la función, estabilidad y satisfacción de los pacientes con un seguimiento mínimo de 2 años.

MATERIAL Y MÉTODO

Se realizó un estudio observacional prospectivo, entre marzo de los años 2016 y 2017, en 78 reemplazos totales de rodilla primaria, donde se documentaron sistemáticamente los gestos quirúrgicos de balance ligamentario y de partes blandas realizados, estableciendo un orden según la frecuencia de utilización y deformidad (varo, valgo, flexo, neutro).

Los pacientes fueron estudiados e intervenidos por un

mismo cirujano con experiencia y controlados por el mismo equipo médico a los 30 días, a los tres y seis meses, al año y dos años utilizando el Knee Society Score (KSS) como método de evaluación funcional, la estabilidad articular con maniobras semiológicas, y el test de Likert de satisfacción (tabla 1).¹⁵

Para deformidades en valgo utilizamos la clasificación de Krackow¹⁷ (tabla 2).

Las deformidades en varo fueron clasificadas utilizando la clasificación de Ahlbäck modificada por Goodfellow.¹⁶

Planificación y Técnica Operatoria: se utilizaron en todos los casos para el plan prequirúrgico radiografías de ambos miembros inferiores de frente con apoyo, que incluyan cadera-rodilla-tobillo (pangoniometría); esto permite tener certeza no solo de las desviaciones del eje mecánico, sino también de las eventuales alteraciones anatómicas extra-articulares, las características de la pelvis con la distancia entre los centros de rotación de las caderas, y su consecuencia en el eje anatómico del fémur (fig. 1).

Se completaron los estudios prequirúrgicos con Rx de ambas rodillas F y P con apoyo monopodálico y axial de rótula. De requerirlo, hacemos Rx con stress varo/valgo para obtener información adicional del estado ligamentario y la reductibilidad de las deformidades. Ocasionalmente solicitamos RNM para evaluar el número y gravedad de los compartimientos afectados (cuando el diagnóstico debe determinar fehacientemente el compromiso mono, bi o tricompartmental y con ello decidir el tratamiento a seguir), el estado del hueso subcondral,

TABLA 1

GRADO	RADIOGRAFÍA DE FRENTE CON APOYO MONOPODÁLICO	RADIOGRAFÍA LATERAL CON 20° DE FLEXIÓN
1	Destrucción moderada del cartílago compartimiento medial (estrechamiento de la luz articular)	
2	Destrucción total del cartílago del compartimiento medial (obliteración o casi obliteración del espacio articular)	
3	Desgaste del platillo tibial medial menor a 5mm	Parte posterior de la Meseta tibial intacta
4	Desgaste de la meseta tibial medial entre 5 mm hasta 15 mm	Desgaste extenso de la zona marginal posterior de la meseta tibial
5	Desgaste superior a los 15 mm del platillo tibial medial (severa subluxación de la articulación tibio femoral)	Subluxación de la tibia > 10 mm

tamaño y ubicación de quistes, que muchas veces requieren algún gesto de reconstrucción.

El abordaje utilizado en todas las cirugías fue el parapatear medial con eversión rotuliana.

Sistemáticamente liberamos la cápsula anteromedial, lo que permite una correcta visualización del platillo tibial, apoyar la guía de corte y proteger las partes blandas.

Dependiendo del implante a utilizar se programó la brecha requerida para reproducir la cinemática articular, por lo general esto implica entre 20 y 22 mm en total.

El corte tibial estándar es realizado a de 10 mm de altura en el lado sano, perpendicular al eje anatómico de la tibia, independientemente de lo que reseque o no del compartimiento afectado. La determinación de la inclinación en el eje sagital se toma con relación al diseño del implante utilizado, ya que algunos tienen la inclinación posterior en el inserto con base metálica neutra, y otros en el propio componente.

El corte femoral distal se realiza entre 8 y 10 mm, dependiendo del grosor del componente femoral a utilizar, y con una inclinación en valgo de entre 3° y 7°. Este valgusismo es previamente determinado en la pangoniometría y atendiendo a las características anatómicas de cada pa-

ciente (fig. 2).

La guía multicorte femoral (anterior, posterior, rotación y chanfles) se orienta teniendo en cuenta siempre tres re-

TABLA 2

GRADO	CLASIFICACIÓN DE KRACKOW	
1	Deformidad secundaria a pérdida de stock óseo del compartimiento lateral y contractura de las partes blandas concomitantes con indemnidad de las estructuras mediales	Estable
2	Deformidad secundaria a pérdida de stock óseo del compartimiento lateral y contractura de las partes blandas concomitantes con insuficiencia de las estructuras mediales	Inestable
3	Deformidad en valgo grave secundaria a osteotomía tibial alta sobrecorregida	Estable e Inestable

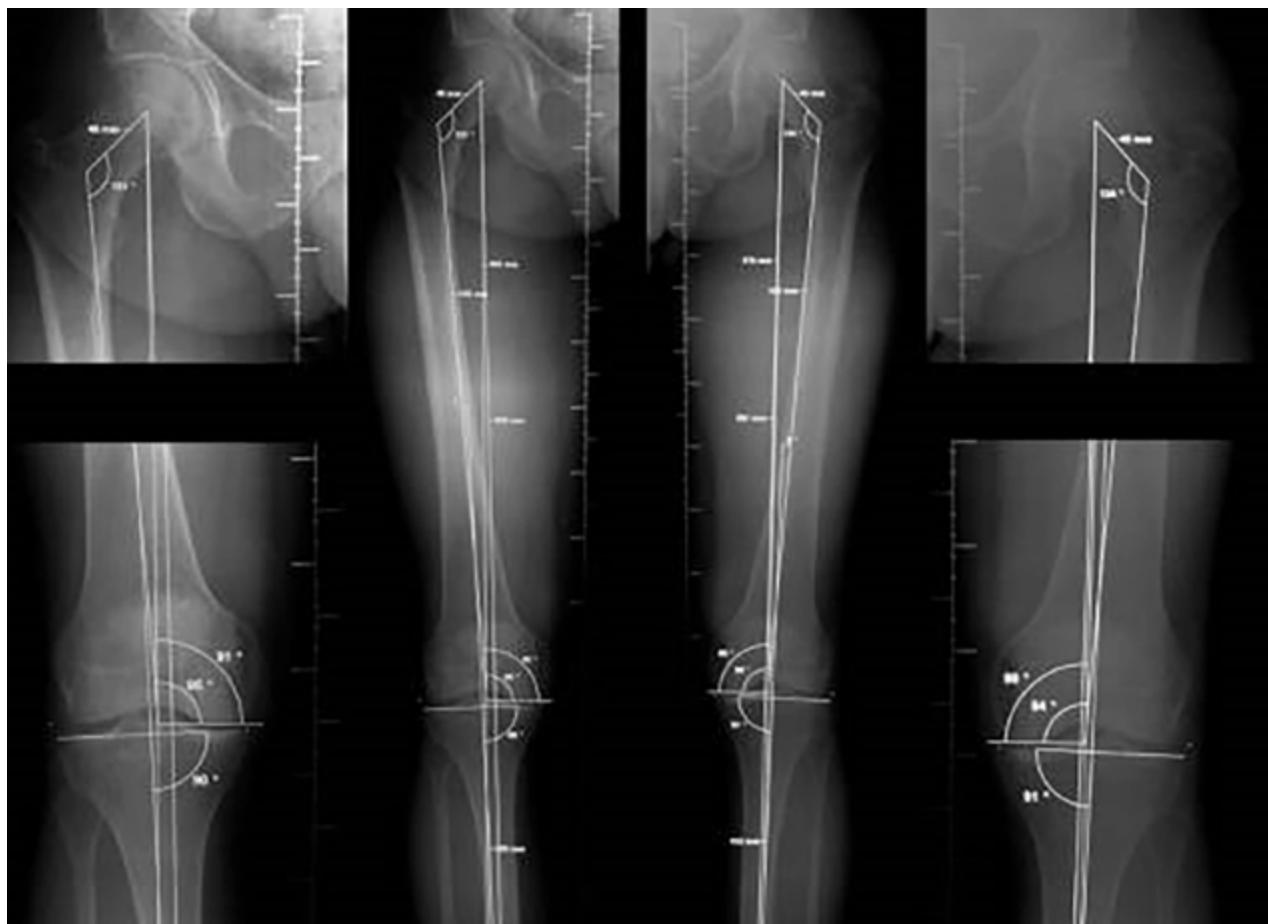


Figura 1: A) Paciente que presenta un aflojamiento mecánico. B) Se le realiza una revisión con colocación de tallo no cementado de fijación distal. C) Se constata el hundimiento del tallo de 9mm a los 6 meses de operado.

ferencias. Los cóndilos posteriores, la línea más profunda del surco intercondíleo (línea de Witheside), y la línea epicondílea lo que aumenta las posibilidades de lograr una adecuada orientación rotacional. Un cuarto gesto de chequeo es el paralelismo entre esta guía de corte y el corte tibial, en 90° de flexión, que informa la adecuada simetría de la brecha de flexión (fig. 3).

Una vez generados los espacios de extensión y flexión se evalúa su simetría con un espaciador, tomando en cuenta además las tensiones de los compartimientos, palpando a medial y lateral respectivamente. Es ahora que se procede a la liberación progresiva y sucesiva según demanda, si así lo requiere. Este chequeo se realiza en extensión, flexión de 90° y en todo el arco de movilidad.

Para la rotación del componente tibial se utilizó el método dinámico, colocando los componentes y estableciendo la rotación del tibial mediante movimientos de flexo-extensión, verificándose la misma en relación con la cresta tibial y el límite interno de la TAT.

En esta serie no se utilizaron implantes con retención de ligamento cruzado posterior, liberando el mismo antes de realizar los cortes óseos.

La secuencia que se utilizó es la siguiente:

1. Genu Varo: cápsula medial usualmente hasta que permita ver en su totalidad y cómodamente el plati-

llo medial, osteofito tibial medial, ligamento cruzado posterior (lcp), ligamento colateral medial profundo (lcmp), ligamento colateral medial superficial (lcms), pata de ganso (sartorio, recto interno, semitendinoso sucesivamente). Cuando persiste hiperpresión en extensión, liberación selectiva de las fibras oblicuas posteriores de ligamento colateral medial-ángulo postero interno (complejo oblicuo-posterior) y semimembranoso.

2. Genu Valgo: cápsula lateral, lcp, mediante múltiples perforaciones con una aguja ("pie crust") el tensor de la fascia latta (bandeleta ilio-tibial), "pie crust" del ángulo postero-externo, cuando se produce hiperpresión en flexión liberación proximal y progresiva del tendón del poplíteo (tp), y si persiste, osteotomía sagital epicondílea lateral.
3. Genu Neutro: cápsula articular medial, osteofitecto-mía, lcp, lcmp.
4. Genu Flexo: exostectomía de los osteofitos condíleos posteriores, palpación exhaustiva y liberación de lcp residual y cápsula posterior en toda su inserción femoral; de ser necesario liberación de la inserción gemelar.

Se excluyeron del análisis aquellas artroplastias que requirieron mayor nivel de constricción, en las que se utilizaron prótesis de bisagra rotatoria por presentar una severa deformidad e insuficiencia ligamentaria grave evidente, y las asistidas por navegación, ya que se utiliza el sistema de balance de la brecha rutinariamente por exigencia del software.

1. PLAN DE ANÁLISIS ESTADÍSTICO

Las variables se analizaron a través de las medidas de centralidad y dispersión, se expresaron en forma binominal o mediante porcentajes.

La asociación entre las variables y los resultados se determinaron mediante análisis univariado, mediante el programa STATA versión 14.2.

RESULTADOS

La distribución por sexo y edad fue la siguiente: 51 muje-

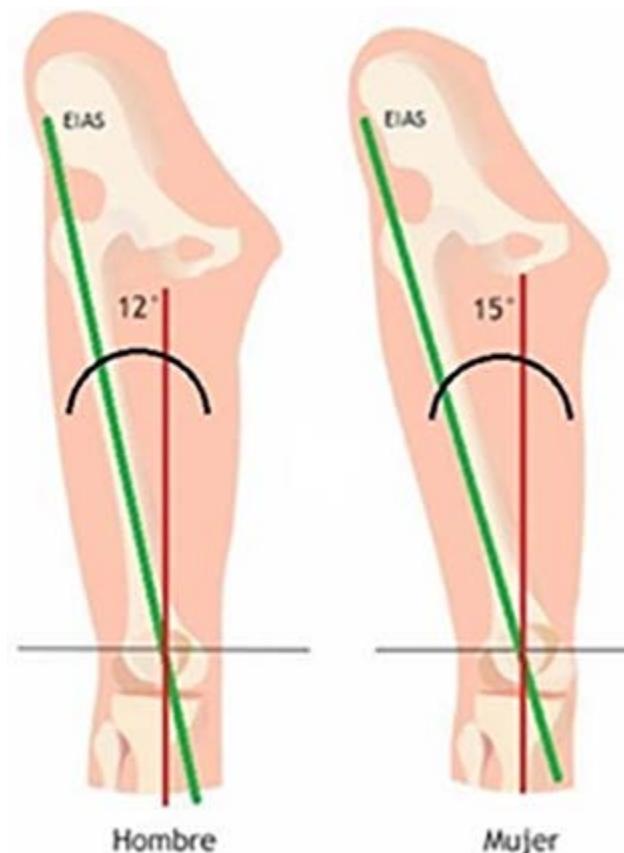


Figura 2: Abordaje Lateral de rodilla derecha.

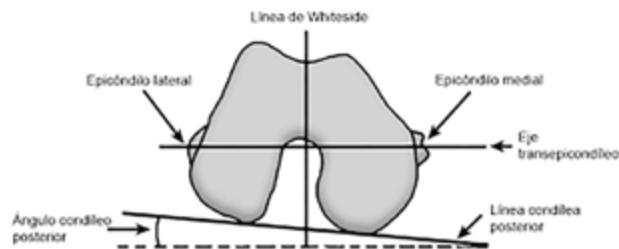


Figura 3

res y 27 hombres, con un promedio de edad de 67.3 (44-85) para las primeras y 64.7 (42-84) para los segundos. El IMC promedio para las mujeres fue de 29.6, y el de los varones 29.4.

De las 78 artroplastias, 39 presentaron deseje en varo (50%), 25 en valgo (32.05%) y 14 neutras (17.95%).

En esta serie la presentación de artrosis de rodilla con deseje en valgo correspondió predominantemente a las mujeres (88%), en tanto las que presentaron deformidad en varo mostraron una ligera predominancia para los hombres (53.84%/46.15%).

Con relación a las variables edad e índice de masa corporal no se encontró diferencias significativas entre los dos sexos (67.3 años para las mujeres y 64.7 años para los hombres, e IMC 29.6 mujeres y 29.4 varones) (tabla 3 y graf. 1). El diagnóstico que motivó la intervención fue: 70 (88.6%) artrosis primaria, 5 (6.41%) secundarias a artritis reumatoideas, 2 (2.56%) a secuelas de fracturas, 1 (1.28%) a artritis psoriásica.

Todos los operados en esta serie con menos de 50 años presentaban artrosis secundaria a artritis reumatoidea (tabla 4).

Para la deformidad en varo el gesto de liberación más utilizado fue el LCMP (100%), siguiéndole en orden de frecuencia el ángulo posteromedial (66.67%), pata de ganso (33.33%), complejo oblicuo postero-medial (15.38%) y la cápsula posterior (71.79%) en la frecuente asociación de varo-flexo.

Los implantes utilizados, acorde a la gravedad de la deformidad, fueron: 29 (74.36%) estabilizados posteriores, 5 (13%) congruentes de plataforma tibial rotacional y 5 (13%) semiconstreñidos.

Mas del 60% de las rodillas operadas con deformidad en varo requirieron entre dos y tres gestos de liberación para lograr adecuado balance (graf. 2).

Para las rodillas con deseje en valgo, el gesto quirúrgico más frecuente fue el "pie crust" de la bandeleta ilirotibial¹⁶ (64%), siguiéndole en orden de frecuencia la misma técnica en el complejo oblicuo postero-lateral 6 (24%), el tendón del poplíteo 6 (24%), y por último osteotomía sagital epicondilea lateral 2 (8%).

Los implantes utilizados fueron: estabilizados posteriores 14 (56%), semiconstreñidos 6 (24%), congruentes de plataforma tibial rotatoria 5 (20%).

Las deformidades en valgo el 72% requirieron hasta dos gestos de liberación (graf. 3).

En las neutras se debió liberar más frecuentemente el LCMP 6 (42.86%), siguiéndole la cápsula posterior 4 (28.57%). Los implantes utilizados fueron: 12 estabilizados posteriores (85.71%), 2 insertos congruentes de plataforma rotacional (14,28%), y ningún inserto semiconstreñido (graf. 4 y 5).

TABLA 3

	HOMBRES	MUJERES
Genu Varo	21	18
Genu Valgo	3	22
Neutras	3	11
Edad (Prom)	64.7 (42-84)	67.3 (44-85)
I.M.C (Prom)	29.4 (24,6-37,9)	29.6 (18,4-41,4)

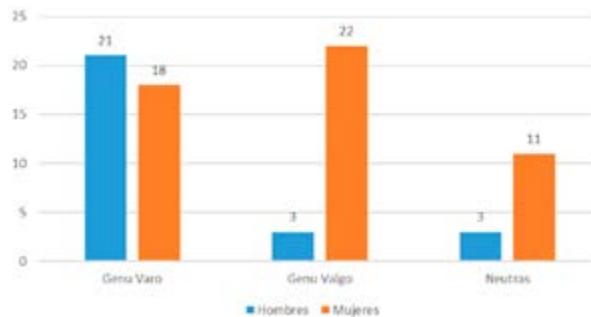


Gráfico 1

TABLA 4

	GENU VARO	GENU VALGO	NEUTRO
Artrosis Primaria	36	21	13
Artritis Reumatoidea	1	3	1
Artritis Psoriásica	0	1	0
Secuela de Fractura	2	0	0
	39	25	14



Gráfico 2

Cabe destacar que al no utilizar implantes con conservación del LCP, este se liberó en un 100% de los casos sin tener en cuenta la deformidad, por lo tanto, no forma parte del análisis de los gestos requeridos para lograr el equilibrio de los espacios.

En los controles realizados al mes, tres y seis meses, al año y dos años se encontró:

- Un paciente con dolor recurrente y creciente sin parámetros de infección y signos francos de sinovitis, con llamativa movilidad activa de 0°-110° y que al examen clínico presentó inestabilidad del LCM, en extensión y flexión, constatada con Rx con stress, que debió ser revisado con un implante semiconstreñido. Presentaba un genu valgo como deseje preoperatorio y el implante colocado fue un congruente de plataforma rotacional.
- Un paciente presento secreción persistente por la parte distal de la herida quirúrgica que obligo a la realización de una toilette con cierre plástico, presentando buena evolución. Su patología de base era una artritis reumatoidea.
- Un caso de artrofibrosis, que requirió movilización bajo anestesia, recuperando solo parcialmente movilidad articular activa. Presentaba en el preoperatorio deseje en varo severo, Ahlbäck IV, y requirió cuatro gestos de liberación.

El KSS comparativo pre y postquirúrgico se muestran en el gráfico 6.

El test de Lickert arrojó 71 (89.87%) pacientes satisfechos y muy satisfechos, 5 (6.32%) neutrales, 1 (1,28%) poco satisfecho y 1 (1.28%) insatisfecho (graf. 7 y 8, y tabla 5).

DISCUSIÓN

El correcto eje mecánico, considerado entre 0° y 3° como tolerable, y adecuado balance de partes blandas, son dos de los principales requisitos para restituir la cinemática articular en las artroplastías totales de rodilla.¹⁸⁻²⁰

En la actualidad, para realizar el balance tradicionalmente se describen tres técnicas: resección medida de los cortes óseos, equilibrio de la brecha y una híbrida.^{1,21,22}

Moon y cols. compararon mediante un metaanálisis de las publicaciones que estudiaban las dos técnicas y su resultado (balance de la brecha y resección medida), encontrando que las operadas mediante la técnica del balance de las brechas presentaban mayor rotación femoral e interlínea articular más elevada, que las intervenidas con la

técnica de resección medida. Pese a esto no encontraron diferencias en cuanto a la estabilidad entre los implantes operados con las dos técnicas.⁷

Si bien no hay consenso establecido para poder determinar la mayor efectividad de una técnica por sobre otra, es reconocido que la técnica del balance de brechas tendría limitaciones ante deformidades estructuradas o con marcada insuficiencia ligamentaria.⁸ En contrapartida, múltiples estudios comparativos refieren con esta técnica mejora la rotación del componente femoral, congruencia fémoro-patelar y estabilidad en flexión.^{8,21,22}

S. Parrate utiliza una técnica híbrida en la cual coloca la guía de corte femoral con la rotación que surge del análisis de tres referencias anatómicas, a saber: línea epicóndilea, la línea de Witheside, y los cóndilos posteriores; con esta guía coloca un espaciador en 90° de particular que le brinda información de la tensión de los compartimientos y si requiere algún tipo de liberación, para luego proceder al corte femoral distal.⁸

La técnica utilizada en esta serie está basada en la de resección medida con el agregado del chequeo en flexión de 90° del paralelismo de la guía multicorte con el corte tibial, lo que nos confirma la adecuada rotación femoral.

Cuando se implanta una prótesis asistida por navegación la técnica utilizada es la del equilibrio de brechas, ya que el programa así está configurado.

Krackow sostiene que el LCL es el responsable de una li-



Gráfico 3



Gráfico 4

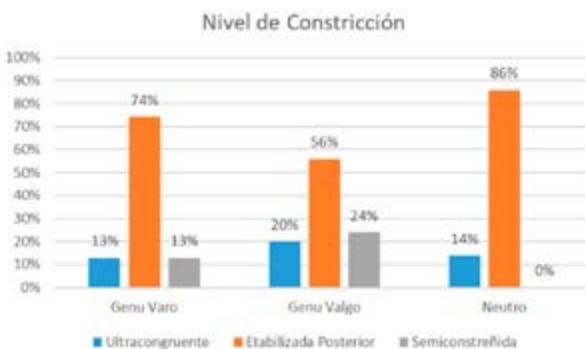


Gráfico 5

beración armónica de las brechas en las deformidades en valgo, y por lo tanto propone como gesto inicial su liberación, continuando con el tendón del poplíteo y la bandeleta ilirotibial si el equilibrio así lo requiere.²³

Mihalko y Krackow describieron, en un estudio realizado en cadáveres, la mayor influencia que tiene el LCP en la relajación de la brecha de flexión tanto en el varo como en el valgo.²⁴

Esto toma relevancia en nuestra práctica ya que siempre utilizamos implantes con sustitución del LCP, en consecuencia, siempre realizamos su liberación previa a comenzar con los cortes óseos. Muchas veces persistencias inadvertidas del mismo estrechan el espacio de flexión con consecuencias funestas en la cinemática articular y efecto deletéreo temprano sobre el inserto tibial a causa del rool back paradójal que produce.²⁵

En el año 2013 Peters y cols. publicaron en el JBJS americano un análisis de 1216 artroplastías totales de rodilla, estableciendo un orden de utilización de los gestos requeridos para lograr un balance ligamentario adecuado, de interés por el gran número de casos. Concluyeron que la liberación selectiva y progresiva de partes blandas permite obtener excelentes resultados, en lo que a alineación y equilibrio de partes blandas se refiere, sin tener en cuenta el desaje previo y sin modificación de los cortes óseos.²⁶ Basándonos en este estudio documentamos en forma prospectiva nuestras cirugías en el período de tiempo referido, partiendo de la misma técnica de balance liga-

mentario (resección medida), pero con sacrificio sistemático inicial del LCP. La secuencia presentada por este autor para la deformidad en varo difiere de la utilizada por nosotros, encontrando que no menciona entre sus gestos la liberación de la pata de ganso, maniobra empleada en nuestra serie en más de un 30% de los casos. Llama la atención la frecuencia con la que tuvo que intervenir en el compartimiento lateral (tendón del poplíteo, bandeleta ilirotibial completa y parcial) 10/15%, cuando la tensión aumentada persistió en flexión, la cual fue en 85 oportunidades para el tendón del poplíteo, 25 para la bandeleta ilirotibial completa y unas 10 parcial, aproximadamente, cuando nuestra estadística no reporta intervención alguna sobre dicho compartimiento. Cabe mencionar que esto se explicaría por el hecho de no conservar el LCP.

En lo que a la deformidad en valgo se refiere, los autores describen haber requerido liberación del tendón del poplíteo en 54% de los casos y completa de la bandeleta ilirotibial en 52%, como gestos más frecuentes, en contradicción con lo publicado en el año 2001 por los mismos autores, donde presentaron una secuencia de liberación en cinco pasos: LCP, ángulo postero-externo, bandeleta ilirotibial, tendón poplíteo y LCL.⁹ En nuestra serie la maniobra más frecuente fue la liberación parcial de la bandeleta ilirotibial por medio del “pie crust”, recurriendo a la tenotomía del poplíteo solo en un 24% de las veces como tercer gesto de liberación, cuando persistió hiperpresión en flexión, posterior al “pie crust” del ángulo pósteroexterno (24%). Rara vez fue necesaria la osteotomía sagital del epicondilo lateral.

Utilizan gestos de liberación sobre el compartimiento medial (LCM) pero solo en un 5% de los casos, similar a lo encontrado en esta serie.

- Fortalezas: todas las cirugías fueron realizadas por un mismo cirujano con criterio de selección de implantes uniforme y algoritmo de liberación prefijado. Los pacientes fueron evaluados por el mismo equipo quirúrgico siguiendo idénticos lineamientos.
- Debilidades: número de casos escasos y seguimiento corto tiempo.

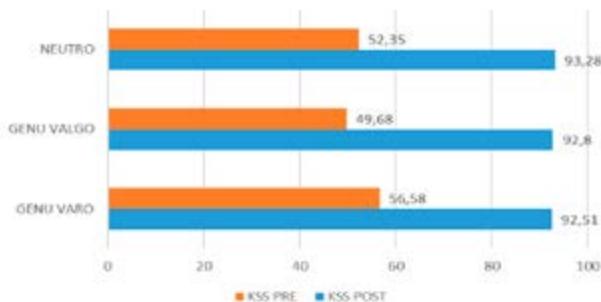


Gráfico 6



Gráfico 7

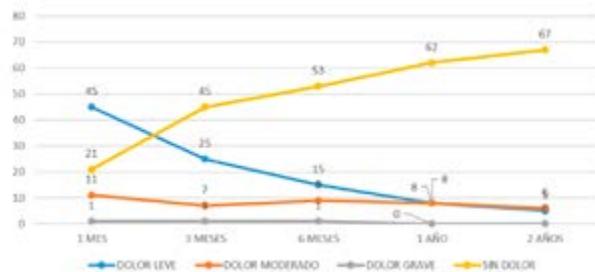


Gráfico 8

TABLA 5A

NOM-BRE	EDAD	SEXO	TALLA	PESO	IC	EJE	RODILLA	PATOLOGIA	CLA-SIFI-CACIÓN	EX-TEN-SION	FLEXION	ROM	LCMP	CAP-SULA POS-TERIOR	AN-GU-LO POS-TE-MEDIAL	PATA DE GAN-SO	OBLI-CUO-MEDIAL	PIE CRUST FACIA LATA	BILT	PIE CRUST ANG POS EXT	PO-PLI-TEO	EPI-CON-DILO-NO LATE-RAL
S.C.	44	F	1,65	50	18,4	GENU VALGO	DER	Artritis Reumatoidea	K1	45	90	45		x				x			x	
M.M.	58	F	1,6	70	27,3	GENU VALGO	DER	Artrosis Primaria	K2	10	90	80							x	x		
C.R.	62	M	1,83	95	28,4	GENU VARO	IZQ	Artrosis Primaria	A3	10	110	100	x	x	x	x	x					
C.D.	72	F	1,58	74	29,6	GENU VALGO	DER	Artritis Reumatoidea	K1	30	90	60		x					x			x
H.A.	67	F	1,61	75	28,9	GENU VARO	IZQ	Artrosis Primaria	A2	5	110	105	x	x	x							
D.M.	71	F	1,58	52	20,8	GENU VALGO	DER	Artrosis Primaria	K2	5	90	85							x	x		x
C.S.	68	F	1,55	58	24,1	NEUTRO	DER	Artrosis Primaria	N	0	100	100										
R.G.	62	F	1,56	65	26,7	NEUTRO	DER	Artrosis Primaria	N	0	120	120	x									
P.M.	67	F	1,58	78	31,2	GENU VARO	IZQ	Artrosis Primaria	A2	0	110	110	x									
M.E.	58	M	1,78	94	29,7	GENU VARO	DER	Artrosis Primaria	A3	10	100	90	x	x	x	x						
J.D.	84	M	1,8	98	30,2	GENU VARO	DER	Artrosis Primaria	A2	10	90	80	x	x	x							
B.M.	73	F	1,54	94	39,6	GENU VALGO	DER	Artrosis Primaria	K1	5	100	95							x			
B.A.	68	F	1,6	83	32,4	NEUTRO	IZQ	Artrosis Primaria	N	5	110	105	x	x								
D.D.	74	M	1,79	100	31,2	GENU VARO	IZQ	Artrosis Primaria	A4	20	50	30	x	x	x	x	x					
H.D.	57	F	1,7	84	29,1	NEUTRO	DER	Artrosis Primaria	N	0	110	110										
A.P.	60	M	1,7	88	30,4	GENU VARO	IZQ	Artrosis Primaria	A2	5	110	105	x	x								
G.R.	69	F	1,6	80	31,3	GENU VALGO	DER	Artrosis Primaria	K1	30	50	20		x						x		
L.H.	59	F	1,58	69	27,6	GENU VALGO	IZQ	Artrosis Primaria	K1	0	110	110										
F.M.	59	F	1,63	78	29,4	NEUTRO	DER	Artrosis Primaria	N	0	110	110	x									
V.L.	77	F	1,6	69	27	GENU VARO	IZQ	Artrosis Primaria	A1	5	95	90	x	x								
M.C.	71	F	1,64	67	24,9	GENU VARO	IZQ	Artrosis Primaria	A4	0	120	120	x		x	x						
C.N.	69	M	1,75	83	27,1	GENU VARO	IZQ	Artrosis Primaria	A4	5	60	55	x	x	x	x	x					
P.C.	59	M	1,66	81	29,4	GENU VARO	IZQ	Artrosis Primaria	A2	0	110	110	x		x							
H.H.	62	M	1,76	89	28,7	GENU VARO	IZQ	Artrosis Primaria	A3	5	100	95	x	x	x							
C.L.	67	M	1,74	90	29,7	GENU VARO	DER	Artrosis Primaria	A2	10	110	100	x	x								
P.C.	79	F	1,64	80	29,7	GENU VALGO	DER	Artrosis Primaria	K1	20	90	70		x						x		x
F.R.	65	M	1,71	95	32,5	GENU VARO	DER	Artrosis Primaria	A3	30	60	30	x	x	x	x	x					
C.L.	60	F	1,62	60	22,9	GENU VALGO	DER	Artrosis Primaria	K1	0	110	110										
S.M.	62	F	1,55	80	33,3	GENU VALGO	DER	Artrosis Primaria	K1	10	100	90									x	
S.A.	76	M	1,72	87	29,4	NEUTRO	IZQ	Artrosis Primaria	N	10	110	100	x	x								
A.A.	75	F	1,66	78	28,3	GENU VALGO	IZQ	Artrosis Primaria	K1	5	100	95										

TABLA 5B

NOM-BRE	EDAD	SEXO	TALLA	PESO	IC	EJE	RODILLA	PATOLOGIA	CLA-SIFI-CACIÓN	EX-TEN-SION	FLEXION	ROM	LCMP	CAP-SULA POS-TE-RIOR	AN-GU-LO POS-TE-MEDIAL	PATA DE GAN-SO	OBLI-CUO-MEDIAL	PIE CRUST FACIA LATA	BILT	PIE CRUST ANG POS EXT	PO-PLI-TEO	EPI-CON-DILO-NO LATE-RAL
P.R.	42	M	1,73	82	27,4	GENUVARO	IZQ	Artritis Reumatoidea	A 3	5	110	105	x	x	x							
C.C.	73	M	1,77	85	27,1	GENUVARO	DER	Artrosis Primaria	A 2	10	110	100	x	x	x							
H.D.	67	F	1,64	102	37,9	GENUVARO	IZQ	Artrosis Primaria	A 1	0	100	100	x									
S.M.	76	F	1,56	76	31,2	GENUVARO	IZQ	Artrosis Primaria	A 2	10	90	80	x	x								
M.R.	71	F	1,56	97	39,9	GENUVARO	DER	Artrosis Primaria	A 2	15	90	75	x	x	x							
G.R.	64	F	1,65	94	34,5	NEUTRO	DER	Artrosis Primaria	N	0	110	110										
M.G.	69	F	1,58	65	26	GENUVARO	IZQ	Secuela de Fractura	A 2	5	100	95	x	x								
L.D.	55	M	1,78	105	33,1	GENUVARO	DER	Artrosis Primaria	A 3	5	100	95	x	x	x	x						
T.A.	69	M	1,69	100	35	GENUVARO	DER	Artrosis Primaria	A 3	0	100	100	x		x	x						
V.R.	68	F	1,64	98	36,4	GENUVALGO	DER	Artrosis Primaria	K1	0	100	100										
C.C.	72	M	1,78	120	37,9	GENUVARO	DER	Artrosis Primaria	A 2	10	90	80	x	x	x							
G.O.	66	F	1,59	75	29,7	GENUVARO	DER	Artrosis Primaria	A 3	0	110	110	x		x	x						
G.B.	72	F	1,6	109	42,6	GENUVARO	DER	Artrosis Primaria	A 2	10	90	80	x	x								
S.E.	71	M	1,7	87	30,1	GENUVARO	DER	Secuela de Fractura	A 4	5	110	105	x	x	x	x	x					
F.E.	49	M	1,78	78	24,62	GENUVARO	IZQ	Artrosis Primaria	A 3	20	110	90	x	x	x							
Y.C.	73	F	1,55	87	36,21	GENUVARO	IZQ	Artrosis Primaria	A 1	0	110	110	x									
M.R.	68	M	1,75	100	32,65	GENUVARO	IZQ	Artrosis Primaria	A 2	0	110	110	x		x							
C.M	62	F	1,6	106	41,41	GENUVALGO	IZQ	Artrosis Primaria	K1	10	90	80	x									
A.M.	56	F	1,78	95	29,98	GENUVALGO	IZQ	Artrosis Primaria	K1	0	120	120						x				
V.A.	70	F	1,63	65	24,46	NEUTRO	IZQ	Artrosis Primaria	N	0	110	110										
E.R.	66	F	1,5	50	22,22	GENUVALGO	DER	Artrosis Primaria	K1	0	110	110										
F.B.	84	F	1,7	95	32,87	GENUVALGO	DER	Artrosis Primaria	K2	0	110	110							x	x		
R.N.	80	F	1,56	75	30,82	GENUVARO	IZQ	Artrosis Primaria	A 2	0	110	110	x									
C.V.	42	F	1,65	70	25,71	NEUTRO	DER	Artritis Reumatoidea	N	20	90	70	x	x								
D.M	71	F	1,58	52	20,8	GENUVALGO	IZQ	Artrosis Primaria	K2	5	90	85							x	x		
M.M.	73	F	1,6	80	31,25	GENUVALGO	DER	Artrosis Primaria	K1	5	110	105										
R.A.	45	M	1,65	50	18,4	GENUVALGO	DER	Artritis Reumatoidea	K1	45	90	45		x								
O.G	60	M	1,6	70	27,3	GENUVALGO	DER	Artrosis Primaria	K2	10	90	80							x	x	x	x
I.V.	65	M	1,83	95	28,4	GENUVARO	IZQ	Artrosis Primaria	A 3	10	110	100	x	x	x	x						
M.F	70	F	1,58	74	29,6	GENUVALGO	DER	Artritis Psoriásica	K1	30	90	60		x				x			x	
P.V.	65	F	1,61	75	28,9	GENUVARO	IZQ	Artrosis Primaria	A 2	5	110	105	x	x	x							

TABLA 5C

NOM-BRE	EDAD	SEXO	TALLA	PESO	IC	EJE	RODILLA	PATOLOGIA	CLA-SIFI-CACIÓN	EX-TEN-SION	FLEXION	ROM	LCMP	CAP-SULA POS-TE-RIOR	AN-GU-LO POS-TE-ME-DIAL	PATA DE GAN-SO	OBLI-CUO ME-DIAL	PIE CRUST FACIA LATA	BILT	PIE CRUST ANG POS EXT	PO-PLI-TEO	EPI-CON-DILO-NO LATE-RAL
Q.A	85	F	1,58	52	20,8	GENU VALGO	DER	Artrosis Pri-maria	K2	5	90	85							x	x		
S.N.	70	M	1,55	58	24,1	NEUTRO	DER	Artrosis Pri-maria	N	0	100	100										
G.N.	60	F	1,56	65	26,7	NEUTRO	DER	Artrosis Pri-maria	N	0	120	120										
N.M.	67	F	1,58	78	31,2	GENU VARO	IZQ	Artrosis Pri-maria	A 2	0	110	110	x									
M.M.	58	F	1,78	94	29,7	GENU VARO	DER	Artrosis Pri-maria	A 3	10	100	90	x	x	x							
M.F.	84	M	1,8	98	30,2	GENU VARO	DER	Artrosis Pri-maria	A 2	10	90	80	x	x	x							
B.M.	73	F	1,54	94	39,6	GENU VALGO	DER	Artrosis Pri-maria	K1	5	100	95						x				
C.B.	68	F	1,6	83	32,4	NEUTRO	IZQ	Artrosis Pri-maria	N	5	110	105	x	x								
V.D.	74	F	1,79	80	25	GENU VARO	IZQ	Artrosis Pri-maria	A 4	20	50	30	x	x	x	x	x					
C.F.	57	F	1,7	84	29,1	NEUTRO	DER	Artrosis Pri-maria	N	0	110	110										
D.E	60	M	1,7	88	30,4	GENU VARO	IZQ	Artrosis Pri-maria	A 2	5	110	105	x	x								
C.F.	69	M	1,6	80	31,3	GENU VALGO	DER	Artrosis Pri-maria	K1	30	50	20	x	x				x			x	
F.M.	59	F	1,58	69	27,6	GENU VALGO	IZQ	Artrosis Pri-maria	K1	0	110	110										
M.C.	59	M	1,63	78	29,4	NEUTRO	DER	Artrosis Pri-maria	N	0	110	110										
J.A.	77	F	1,6	69	27	GENU VARO	IZQ	Artrosis Pri-maria	A 1	5	95	90	x	x								
D.R.	71	F	1,64	67	24,9	GENU VARO	IZQ	Artrosis Pri-maria	A 4	0	120	120	x		x	x						

1. ASPECTO ÉTICO:

Este proyecto se realizó bajo las normas éticas que rigen la investigación en humanos de acuerdo con la Ley Nacional de Protección de datos personales N° 25.326 (Ley de Habeas Data) y la Declaración de Helsinki en su última versión.

CONCLUSIÓN

En las artroplastías totales de rodilla una técnica depurada, con liberación prolija, progresiva y sucesiva a deman-

da de las partes blandas, mejora la posibilidad de obtener buenos resultados si tomamos en cuenta orientación coronal, estabilidad articular, función y satisfacción de nuestros pacientes.

Si bien no existe una regla establecida de liberación progresiva para obtener un adecuado balance ligamentario, la misma debe ser planificada según la técnica a utilizar (resección medida, balance de la brecha, hibrida), deformidad a tratar y nivel de constricción del implante (estabilizada posterior, con retención del cruzado, ultra congruente).

BIBLIOGRAFÍA

- Sheth Neil P MD y cols. Surgical Techniques For Total Knee Arthroplasty: Measured Resection, Gap Balancig and Hybrid. J Am Acad Orthop Surg 2017;25: 499-508.
- Lotke PA, Ecker Ml. Influence Of Positioning Of Prothesis In Total Knee Replacement. J Bone Joint Surg 1977, 59A:77.
- Ritter MA, Faris pM, Keating eM, Meding JB. Postopera Tive Alignment of Total Knee Replacement Its Effect On Survival. Clin Orthop Relat res 1994, 299:153–156).
- Winemaker MJ, Perfect balance in total knee arthroplasty. J Arthroplast 2002 17(Suppl 1):2–10.
- Dennis DA, Komistek RD, Kim RH, Sharma A: Gap balancing versus measured resection technique for total knee arthroplasty. Clin Orthop Relat Res 2010; 468(1):102-107.
- Le DH, Goodman SB, Maloney WJ, Huddleston JI: Current modes of failure in TKA: Infection, instability, and stiffness predominate. Clin Orthop Relat Res 2014; 472(7):2197-2200).
- Young-Wan Moon, MD a, Hyun-Jung Kim, PhD b, Hyeong-Sik Ahn, MD b, Chan-Deok Park, MD a, Dae-Hee Lee, MD a. 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 (Baltimore). 2016 Sep; 95(39): e5006.

8. Matthew P. Abdel MD. Measured Resection Versus Gap Balancing for Total Knee Arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 2014 Jul; 472(7): 2016–2022.
9. Peters CL, Mohr RA, Bachus KN Primary total knee arthroplasty in the valgus knee: creating a balance softtissue envelope. *J Arthroplasty* 2001 Sep; 16(6): 721-9.
10. Mihalko WM, Saleh KJ, Krackow KA, Whiteside LA. Soft-tissue balancing during total knee arthroplasty in the varus knee. *J Am Acad Orthop Surg*. 2009 Dec;17(12):766-74.
11. Manfrin F-Maestu R, Artroplastia total de rodilla con asistencia de navegación. Nuestra experiencia. *Rev Asoc Argent Ortop Traumatol Año 74*, pp. 341-346.
12. Bähis h, perlick l, Tingart M, lüring C, Zurakowski D, Grifka J. Alignment in total knee arthroplasty. A comparison of computer-assisted surgery with the conventional technique. *J Bone Joint Surg Br* 2004, 86:682–687.
13. Kim SJ, MacDonald M, hernandez J, Wixson RL (2005) Computer assisted navigation in total knee arthroplasty: improved coronal alignment. *J Arthroplast* 2005 20 Suppl 3:123–131.
14. González Della Valle A, LealiA, Haas S. Etiology and Surgical Interventions for Stiff Total Knee Replacements. *HSSJ* 2007;3:182-189.
15. Likert R. A technique for the measurement of attitude. *Archives of Psychology* 1932, 140, 5-55.
16. Goodfellow J. y col. The radiographic classification of medial gonarthrosis. *Acta Orthop. Scand*, 1992: 63 (5): 497-501.
17. Krackow KA, Jones MM, Teeny SM, Hungerford DS Primary total knee arthroplasty in patients with fixed valgus deformity. *Clin Orthop Relat Res*. 1991 Dec;(273):9-18.
18. Pichel Moure C.M. La alineación natural de la rodilla y su corrección protésica Biomecánica-Originales, Sibb Cerpie junio 1993 Vol. 2 Núm. 1 p 24.
19. Ritter MA, Faris pM, Keating eM, Meding JB. Postopera tive alignment of total knee replacement—its effect on survival. *Clin Orthop relat res* 1994 299:153–156.
20. Jeffery rS, Morris rW, Denham rA. Coronal alignment after total knee replacement. *J Bone Joint Surg Br* 1991 73:709–714.
21. Douglas A. Dennis MD, Richard D. Komistek PhD, Raymond H. Kim MD, Adrija Sharma PhD. Gap Balancing versus Measured Resection Technique for Total Knee Arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* (2010) 468:102–107.
22. Thomas K. Fehring, MD. Rotational Malalignment of the Femoral Component in Total Knee Arthroplasty. *Clinical Orthopaedics And Related Research Number 380*, pp. 72–79.
23. Krackow KA, Mihalko WM. Flexion-extension joint gap changes after lateral structure release for valgus deformity correction in total knee arthroplasty: a cadaveric study. *J Arthroplasty*. 1999 Dec;14(8):994-1004.
24. Mihalko WM, Miller C, Krackow KA. Total knee arthroplasty ligament balancing and gap kinematics with posterior cruciate ligament retention and sacrifice. *Am J Orthop (Belle Mead NJ)* 2000 Aug;29(8):610-6.
25. Scott, R. D., & Chmell, M. J. (2008). Balancing the Posterior Cruciate Ligament During Cruciate-Retaining Fixed and Mobile-Bearing Total Knee Arthroplasty. *The Journal of Arthroplasty*, 23(4), 605–608.
26. Christopher L. Peters, MD, Chris Jimenez, MD, Jill Erickson, PA-C, Mike B. Anderson, MSc, ATC, and Christopher E. Pelt, Lessons Learned from Selective Soft-Tissue Release for Gap Balancing in Primary Total Knee Arthroplasty: An Analysis of 1216 Consecutive Total Knee Arthroplasties AAOS Exhibit Selection MDJ Bone Joint Surg Am. 2013;95:e152(1-11).

Reemplazo Total de Rodilla con Prótesis Abisagrada fija

Adrián Olivetto, Javier Olivetto, Roberto Olivetto
Sanatorio Americano de Rosario. Rosario, Argentina

RESUMEN

Paciente de sexo femenino de 64 años, antecedentes de EPOC, poliomielitis y cirugías múltiples a nivel de rodilla izquierda. Consulta por gonalgia izquierda con impotencia funcional e inestabilidad a la marcha. Al examen físico se constata un genu varo flexo, con un rango de movilidad de 10 a 80° y con una inestabilidad multidireccional. En el siguiente video mostraremos la técnica quirúrgica para un Reemplazo total de rodilla con la colocación de una prótesis bisagra fija.

Palabras Claves: Reemplazo de Rodilla, RTR, Inestabilidad, Total

ABSTRACT

64-year-old female with a history of COPD, polio, and multiple surgeries at the left knee. She complaint of left knee pain with functional impotence and instability when walking. Upon physical examination, a flex genu varus was verified, with a range of motion of 10 to 80° and multidirectional instability. In the following video we will show the surgical technique of a Total Knee Replacement using a fixed hinge prosthesis.

Key Words: Knee Replacement, TKR, Instability, Polio, Bisagra, Hinge

