

PERSONALIZACIÓN DE PRÓTESIS DE RODILLA Y PLANIFICACIÓN PREOPERATORIA

Mario Comín

Instituto de Biomecánica de Valencia

Benjamín Carreres

Departamento de I+D,

Industrias Quirúrgicas de Levante S.L.

Dr. Mauricio Conde

Servicio de Cirugía Ortopédica Infantil,

Hospital Universitario "Virgen de las Nieves" de Granada

EN EL CASO DE DEFORMIDADES ÓSEAS

importantes, en las que las tallas de prótesis estándar no aportan soluciones efectivas, la personalización protésica mediante la adaptación de prótesis comerciales a la anatomía particular del paciente se presenta como una opción interesante. Un ejemplo de este tipo de aplicación ha sido la personalización de prótesis de rodilla comerciales de la empresa INDUSTRIAS QUIRÚRGICAS DE LEVANTE S.L (IQL) para una paciente del Servicio de Cirugía Ortopédica Infantil del HOSPITAL UNIVERSITARIO "VIRGEN DE LAS NIEVES" de Granada. El trabajo realizado se ha basado en la realización, por parte de personal de la Sección de Implantes del Instituto de Biomecánica de Valencia (IBV), de modelos articulares virtuales a partir de exploraciones de TAC convencionales.

Customized Knee Prosthesis and Preoperative Simulation

In case of important bony deformities, in which sizes of standard prosthesis do not contribute to effective solutions, customized prosthesis adapting commercial prosthesis to particular patient's anatomy is an interesting option. An example of this type of application has been the custom of commercial knee prosthesis of INDUSTRIAS QUIRÚRGICAS DE LEVANTE S.L company for a patient from the Children Orthopaedic Surgery Service of HOSPITAL UNIVERSITARIO "VIRGEN DE LAS NIEVES" in Granada. In this study the implants section of the Institute of Biomechanics of Valencia (IBV) has collaborated developing virtual articulate models from conventional explorations of CT.

La prótesis de rodilla es un implante cuya misión es reemplazar la articulación de la rodilla deteriorada para devolver la función al miembro inferior. Entre las causas más frecuentes que pueden llevar al deterioro de la articulación, se encuentran:

- Factores degenerativos (artrosis)
- Inflamatorios (artritis reumatoide)
- Traumáticos (fracturas)
- Postquirúrgicos (cirugía de revisión)
- Tumorales
- Hereditarios y congénitos

Las más comunes en la clínica diaria son las degenerativas y con dicho objetivo existen en el mercado multitud de soluciones comerciales.

Las prótesis de rodilla comprenden un componente femoral metálico, un componente tibial compuesto de una bandeja metálica y un inserto de polietileno de ultra alto peso molecular, y un componente rotuliano. En general, en función de la restricción que proporcionan a la articulación intervenida, pueden clasificarse en no constreñidas o de deslizamiento, semi constreñidas y constreñidas. El grado de restricción que debe aportar la prótesis debe complementar la falta de estabilidad propia de la articulación. >

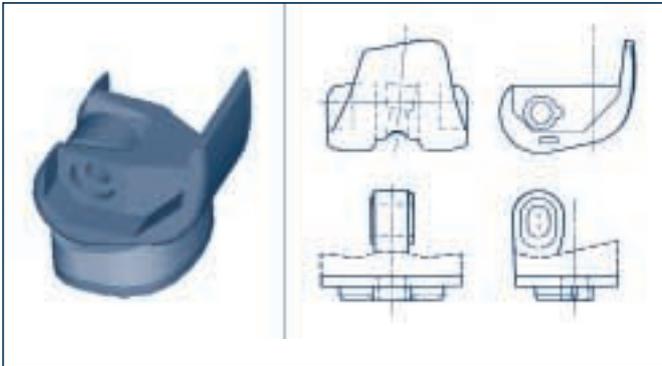


Figura 1. Prótesis de rodilla constreñida de charnela PSO.

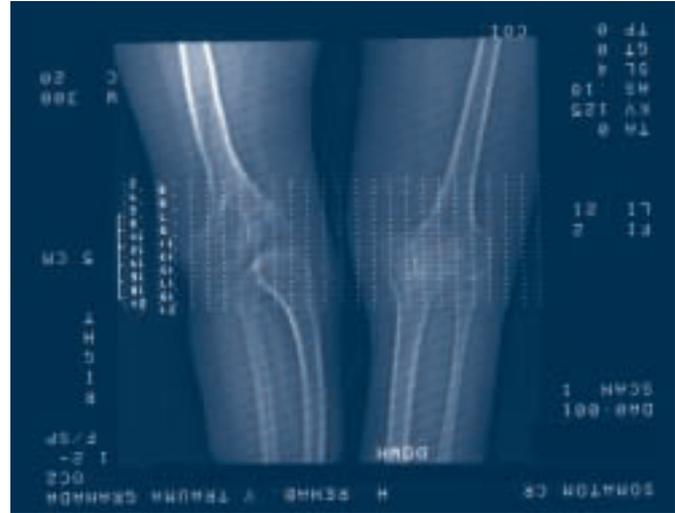


Figura 2. Radiografía digital antero-posterior de la paciente, en la que se observa la deformación de las articulaciones y curvatura anormal de los huesos.

> Cada componente presenta una serie de tallas (para fémur y tibia son generalmente cinco) que intentan cubrir la mayor parte de casos que aparecen.

Sin embargo, los casos extremos de malformaciones articulares o antropometrías límite no suelen estar cubiertos por tallas estándar, aunque comercialmente no presenta un problema pues el número de casos es relativamente pequeño respecto a las patologías cubiertas.

En estos pacientes, la solución consiste en personalizar la solución protésica. A la hora de realizar dicha personalización existen dos opciones. La primera consiste en diseñar completamente la prótesis a implantar (ver artículo “Desarrollo de una prótesis de cadera personalizada” publicado en el número 22 de Revista de Biomecánica) y la segunda opción en modificar de forma personalizada soluciones protésicas comerciales, que corresponde al caso que se muestra en el presente artículo. Esta segunda opción, aunque puede ser más económica, no siempre es posible, dependiendo de la patología a tratar.

En el caso que se presenta, a la paciente L. M. M. de 15 años del Servicio de Cirugía Ortopédica Infantil del Hospital Universitario “Virgen de las Nieves” de Granada se le apreciaba, a partir de la exploración de TAC de las rodillas, deformidades óseas bilaterales con atrofia muscular moderada, luxación de la rodilla izquierda y contractura en flexión con desplazamiento antero-lateral de la epífisis femoral respecto a la tibial en la rodilla derecha. Las deformidades observadas junto a un tamaño excesivamente pequeño de los huesos hacía imposible la implantación de prótesis comerciales. Sin embargo, la corta edad de la paciente, junto a la enorme fuerza de voluntad

que mostraba, sugirió a los cirujanos del equipo del Dr. M. Conde Otero, Coordinador del Servicio de Cirugía Ortopédica Infantil del hospital citado, la opción de la personalización protésica frente a otras opciones mucho menos esperanzadoras como la artrodesis. Dadas las características del caso en cuestión y considerando la mínima estabilidad intrínseca de las rodillas, se pensó en primera instancia en una prótesis constreñida de charnela que dotase de estabilidad suficiente a las articulaciones una vez implantadas, aunque las prótesis comerciales existentes no podían aplicarse directamente.

A través del contacto con la empresa INDUSTRIAS QUIRÚRGICAS DE LEVANTE, S. L. (IQL) se optó por la personalización de la prótesis de charnela modelo PSO (Figura 1), para lo cual se requirió la colaboración del personal de la Sección de Implantes del Instituto de Biomecánica de Valencia.

El trabajo se centró en la generación de un modelo tridimensional de las articulaciones para realizar, en estrecha colaboración con el grupo médico, el personal de la Sección de Implantes del IBV y el personal del departamento de I+D de la empresa IQL, la adaptación del modelo de prótesis comercial para cada una de las articulaciones y la planificación preoperatoria.

El proceso parte de la exploración convencional de TAC de la zona afectada de la paciente (Figura 2), para generar posteriormente el modelo geométrico tridimensional sobre el que se plantea la adaptación de las prótesis y la planificación de las operaciones. Con las modificaciones de las prótesis comerciales definidas, se procede a la fabricación de las mismas y a su preparación para la posterior implantación.

GENERACIÓN DE LA GEOMETRÍA TRIDIMENSIONAL DE LAS RODILLAS AFECTADAS

Para la generación de la geometría tridimensional de las rodillas de la paciente se parte de las imágenes de la exploración de TAC en formato placa.

Aunque inicialmente se comenzó el trabajo a partir de una exploración de TAC convencional de la zona articular, la necesidad de dimensionar los vástagos femorales y tibiales, debido a su curvatura anormal, requirió una segunda exploración en la que se abarcó la zona diafisaria de los huesos, contemplando un total de 35 cortes.

Las imágenes son transformadas a formato digital mediante un escáner (Agfa Arcus II), siendo posteriormente tratadas para unificar el sistema de referencia en todas ellas.

Mediante programas de diseño asistido por ordenador (CAD) se ajustan curvas a las corticales de los huesos en cada uno de los cortes (Figura 3).

Las curvas *spline* generadas para cada corte se posicionan en el espacio de acuerdo a la separación entre cortes del TAC y se crean las superficies que definen la anatomía femoral y tibial empleando herramientas de CAD de recubrimiento. En la Figura 4 se muestra el resultado de este proceso.

Hoy en día, mediante técnicas de prototipado rápido, es posible disponer en un corto plazo de tiempo de piezas a escala real en resina, realizadas a partir de la información geométrica del modelo tridimensional generado en el ordenador. Estos modelos son de gran ayuda en la clínica puesto que el cirujano tiene posibilidad de tener en sus manos, antes de la intervención, una representación bastante real de la geometría ósea con la que posteriormente se va a encontrar en el quirófano.

En el trabajo que se presenta se consideró interesante la fabricación de los fémures mediante este tipo de técnicas (estereolitografía) para la planificación operatoria (Figura 5), dada la complejidad del caso clínico expuesto.

ADAPTACIÓN DE LAS PRÓTESIS Y PLANIFICACIÓN DE LA OPERACIÓN

Puesto que cada una de las rodillas presentaba aspectos geométricos específicos y aunque se seleccionó la misma talla de prótesis (el tamaño más pequeño), se procedió a la adaptación por separado de cada una.

La personalización protésica consistió, por un lado, en la adaptación dimensional de los componentes protésicos a cada una de las articulaciones y, por otro, en el dimensionado de los vástagos femoral y tibial a emplear tanto en diámetro como en curvatura en los dos planos anatómicos.

Para ello, se generaron los modelos de CAD de las prótesis en la talla correspondiente y junto al cirujano se procedió al posicionamiento y orientación de los diversos componentes en su posición óptima (Figura 6).



Figura 3. Curvas spline generadas sobre las corticales en un corte de TAC de la rodilla luxada.

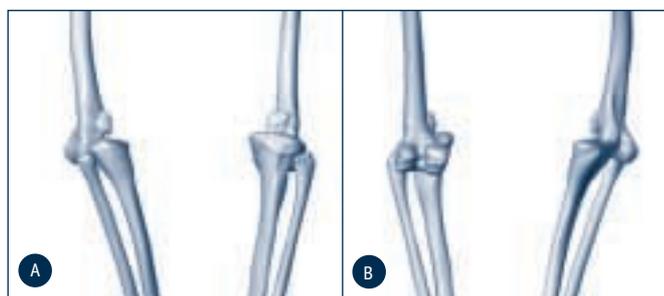


Figura 4. Modelos tridimensionales de las rodillas. A: Vista anterior y B: Vista posterior.



Figura 5. Modelo a escala real del fémur izquierdo realizado en resina.



Figura 6. Componentes protésicos estándar posicionados sobre los modelos óseos.

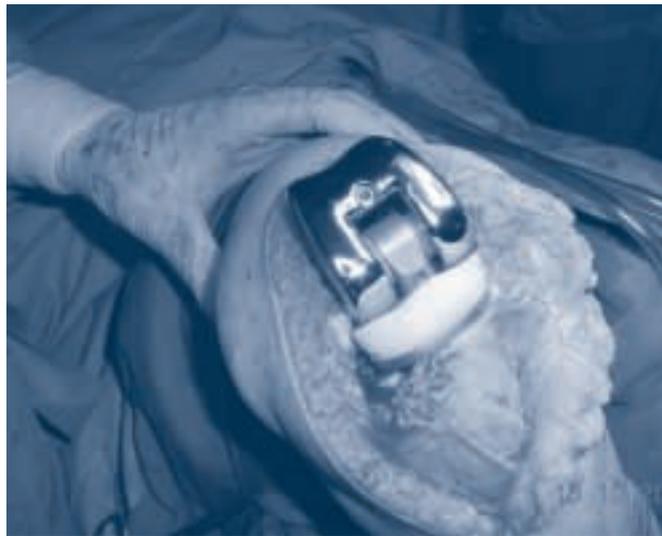


Figura 7. Fotografía de la operación de una de las rodillas.



Figura 8. Resultado final.

> La localización de los componentes protésicos sobre los modelos óseos permitió definir las modificaciones a realizar sobre los componentes estándar y concluir la planificación preoperatoria.

Las modificaciones que se consideró conveniente realizar sobre los componentes fueron las siguientes:

- Reducción de la anchura total de los componentes femorales.
- Rebaje de la anchura del cajetín que aloja la charnela para permitir aumentar el stock óseo conservado.
- Remodelación del flanco medial de la superficie troclear para ajustarla a la anatomía de la paciente.
- Reducción de la parte antero-medial de las bandejas tibiales.
- Recolocación de los agujeros para anclaje de la bandeja tibial mediante tornillos.
- Redimensionado de los vástagos y ajuste de su curvatura para un anclaje óptimo al canal medular.

La planificación preoperatoria permitió:

- Definir los cortes óseos a realizar.
- Estimar el stock óseo a conservar.
- Estimar la necesidad de injertos, su tamaño y localización.

Con las indicaciones previas y la aprobación por todas las partes, la empresa IQL procedió a la modificación de los componentes estándar y a la fabricación de los vástagos adaptados. Puesto que la paciente es joven, para la fijación de los componentes femorales y tibiales se seleccionó la técnica no cementada, tratando las superficies en contacto con el hueso con un recubrimiento poroso de titanio por proyección de plasma.

RESULTADO CLÍNICO

La implantación de las prótesis (Figura 7) se planteó en dos tiempos, siguiendo el procedimiento planificado previamente mediante los modelos de ordenador.

Las imágenes generadas de la geometría de la articulación, la planificación preoperatoria realizada y los modelos de resina sirvieron de guía para que el grupo clínico del Hospital Universitario “Virgen de las Nieves” realizara las intervenciones con un mayor conocimiento del problema, permitiendo tener una idea más clara del abordaje y la táctica quirúrgica a realizar. En la Figura 8 se muestran la radiografía preoperatoria, las postoperatorias de control y una foto de la paciente a las dos semanas de la segunda intervención.

El brillante trabajo desarrollado por todo el personal participante en el proyecto y el buen resultado final es un aliciente para que el IBV y sus empresas clientes incrementen su actividad en relación a la personalización de prótesis, dado el interés final que estas actividades persiguen al permitir mejorar la calidad de vida de personas para las que el mercado estándar no aporta soluciones adecuadas. ●