

INFLUENCIA DEL POSICIONAMIENTO DE PRÓTESIS DE RODILLA EN LA REMODELACIÓN ÓSEA TRAS UNA TKR

Roces-García Jorge ^{1*}; Álvarez-Cuervo Rafael ¹; Alonso-González Jorge ²;
Borja-Gonzalo Alexandra ¹; Corujo-Morán Nicolás ¹; Sicilia-Martínez
Rebeca ¹

1) Departamento de Construcción e Ingeniería de Fabricación de la Universidad de Oviedo, Campus de Gijón, 33204, Gijón, Asturias

2) Departamento de Ingeniería Eléctrica, Electrónica, de Computadores y Sistemas de la Universidad de Oviedo, Campus de Gijón, 33204, Gijón, Asturias

*rocesjorge@uniovi.es

RESUMEN

La artroplastia total de rodilla es una de las intervenciones quirúrgicas más comunes actualmente en el campo de la traumatología. Con el objetivo de aumentar la comprensión de este tipo de artroplastias, este estudio evalúa la influencia del posicionamiento de los componentes protésicos en las tensiones internas óseas del fémur y la tibia. Estas modificaciones tensionales podrían causar una remodelación ósea no deseada, que implique el fracaso de la prótesis.

Se emplea una metodología desarrollada por el equipo investigador, que permite comprobar la variación tensional entre la articulación de la rodilla preintervenida y postintervenida, basándose en modelos de voxels de los huesos y de los componentes protésicos.

Se han evaluado las modificaciones tensionales medias en zonas de importancia biomecánica de la articulación. También se ha empleado una representación tridimensional de las tensiones obtenidas en cada nodo de cálculo (VTO3D), que permite a cirujanos y diseñadores de implantes identificar fácilmente las zonas de remodelación conflictiva.

Los resultados obtenidos sugieren que pequeñas variaciones en la orientación de la prótesis (menores a 2°), respecto al alineamiento elegido por un cirujano experto no tienen influencia notable en la remodelación ósea futura de la articulación.

PALABRAS CLAVE: Rodilla; Prótesis; TKR; MEF; VTO3D

1. INTRODUCCIÓN

La artroplastia o sustitución total de la articulación de la rodilla (TKR), está considerada como una de las intervenciones más exitosas en la actualidad [Abdel 2011; Cram 2012; Sharkey 2014]. El óptimo posicionamiento de la prótesis de rodilla es fundamental para el éxito de la intervención [Dossett 2014]. Se han realizado numerosos estudios para la obtención de las cargas que actúan en la articulación durante situaciones cotidianas [Kia 2014; Adouni 2012] y sobre la influencia del tipo de alineamiento de la prótesis respecto a los ejes de la articulación en las TKR [Ries 1995; Innocenti 2016]. Los estudios iniciales sobre el posicionamiento de la prótesis de rodilla se realizaron mediante el análisis de radiografías, estableciendo relaciones entre la correcta posición y los resultados postoperatorios in vitro [Carter 1977] o con utillajes mecánicos [Soudry 1986]. En la actualidad, se ha extendido el uso de modelos virtuales de huesos o prótesis para diversas aplicaciones quirúrgicas [Prendergast 1997, Bahraminasab 2014] y han demostrado su validez y efectividad. En esta investigación hemos empleado modelos que permiten asignar directamente las propiedades mecánicas a pequeños volúmenes en la misma posición espacial en que el material óseo posee esas propiedades. Estos modelos permiten obtener los estados tensionales del tejido óseo [Huiskes 1989] y las variaciones de las tensiones tras la implantación de un sistema protésico [Carter 2001; Lee 2009; Thompson 2016]. El mantenimiento del estado tensional óseo natural de la articulación es crucial para evitar la remodelación ósea y el fracaso de la prótesis [Tarala 2011; Shi 2007; Bahraminasab 2014].

El objetivo de este trabajo es el estudio de la influencia en el posicionamiento de la prótesis de rodilla en las tensiones internas del hueso del fémur y la tibia. Más concretamente, los pequeños errores que se pueden producir durante la intervención quirúrgica.

2. MATERIALES Y MÉTODOS

La evaluación del estado tensional realizada parte de las tomografías de una rodilla sana, a partir de las cuales se han generado modelos MEF de voxels. Con estos modelos se han calculado las tensiones internas óseas y se han evaluado las variaciones tensionales después de la implantación de los componentes protésicos. Los modelos óseos se han generado empleando el programa modVOX® [Roces 2016], que permite obtener modelos de voxels con las propiedades mecánicas de los huesos reales, a partir de las tomografías segmentadas. También permite la voxelización de los componentes protésicos y la realización de intervenciones quirúrgicas virtuales para obtener los modelos con prótesis implantadas en un entorno CAD (figura 1).

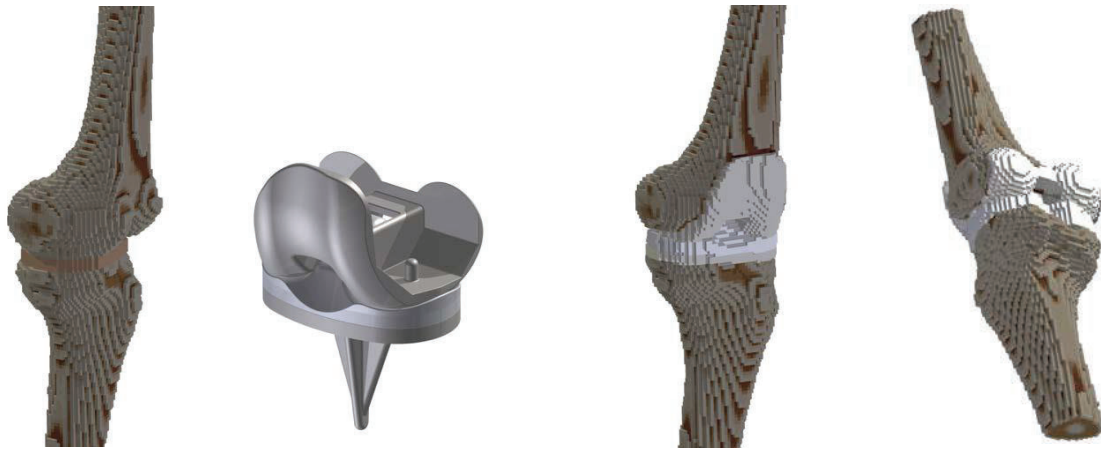


Fig. 1: Modelos de vóxeles utilizados en un entorno CAD

Para simular los pequeños errores que se pueden producir durante las intervenciones quirúrgicas, se han generado siete modelos. El primer modelo corresponde a la implantación de la prótesis según el eje mecánico de la pierna [Bowman 2016], denominada posición de referencia. En los otros modelos se ha alterado dicha posición, rotando la prótesis $\pm 1^\circ$ en los tres ejes del espacio (x, y, z), según su sistema de referencia local.

En todos los modelos se ha realizado un mallado hexaédrico homogéneo y se han establecido las mismas condiciones de contorno. La fijación del hueso se ha realizado en los nodos exteriores desde la zona inferior de la tibia hasta una cota de 30 mm [Szivek 1995]. La carga empleada en los ensayos se ha establecido siguiendo los criterios del estudio de Kia en 2014, atendiendo a la evaluación del impulso de los músculos durante la marcha.

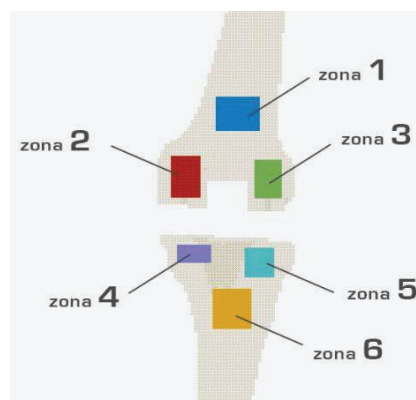


Fig. 2: Zonas de control en la evaluación de tensiones

En este trabajo se comparan los modelos postintervenidos de la articulación con el modelo de la rodilla preintervenida. Dado que la rodilla del estudio no presentaba problemas biomecánicos ni óseos, se asume que el estado tensional calculado para la rodilla preintervenida es correcto.

Así, se han comparado los siete modelos postintervenidos con el modelo preintervenido, considerado como referencia. Se ha obtenido una lista de nodos comparables. Del total de nodos

calculados se eliminan los nodos correspondientes a la prótesis y los nodos de hueso eliminado tras la TKR virtual. La evaluación de las modificaciones tensionales internas óseas de la rodilla, se realiza calculando la variación tensional media de todos los nodos contenidos en determinadas zonas importantes de la articulación [Soininvaara 2011], denominadas zonas de control (figura 2).

3. RESULTADOS

Los resultados reflejan que los pequeños errores de posicionamiento en la implantación de los componentes de la prótesis femoral no influyen en las variaciones tensionales de cada zona. Solo se observan pequeñas variaciones en la zona 3. Las posiciones de la prótesis denominadas $x-1$, $y-1$ y $z-1$ se comportan ligeramente mejor que el resto de los casos. Se produce una mayor variación tensional negativa en las zonas 2, 3 y 5, en todas las posiciones de implantación, correspondientes a los cóndilos femorales y la zonal lateral de la meseta tibial. El único incremento tensional medio se localiza en la zona 6, zona central de la tibia. Este resultado añade una nueva prueba a las investigaciones realizadas en este campo en los últimos años [Shi 2007; Bahraminasab 2014].

Además de la comparación tensional en las zonas de interés, se ha creado una representación tridimensional de las desviaciones, positivas o negativas, de las tensiones en cada nodo. El nuevo modelo VTO3D representa un vóxel por cada nodo comparable con una escala de colores en función de la desviación tensional (figura 3). El entorno CAD posibilita el control de la visualización, sus colores y los grados de transparencia en cualquier dispositivo fijo o móvil.



Fig. 3: VTO3D de la rodilla en el caso de alineamiento mecánico de la prótesis

4. BIBLIOGRAFÍA

- [1] Abdel MP, Morrey ME, Jensen MR, Morrey BF. Increased long-term survival of posterior cruciate-retaining versus posterior cruciate-stabilizing total knee replacements. *J Bone Joint Surg Am* 2011;93:2072-8 (10.2106/JBJS.J.01143)
- [2] Cram P, Lu X, Kates SL, Singh JA, Li Y, Wolf BR. Total knee arthroplasty volume, utilization, and outcomes among Medicare beneficiaries, 1991–2010. *JAMA* 2012;308-12:1227-36 (10.1001/2012.jama.11153)
- [3] Sharkey PF, Lichstein PM, Shen C, Tokarski AT, Parvizi J. Why are total knee arthroplasties failing today - Has anything changed after 10 years? *J Arthrop* 2014;29:1774-8 (10.1016/j.arth.2013.07.024)
- [4] Dossett HG, Estrada NA, Swartz GJ, LeFevre GW, Kwasman BG. A randomised controlled trial of kinematically and mechanically aligned total knee replacements. *Bone Joint J* 2014;96-B:907-13 (10.1302/0301-620X.96B7.32812)
- [5] Kia M, Stylianou AP, Guess TM. Evaluation of a musculoskeletal model with prosthetic knee through six experimental gait trials. *Med Eng Phys* 2014;36:335-44 (10.1016/j.medengphy.2013.12.007)
- [6] Adouni M, Shirazi-Adl A, Shirazi R. Computational biodynamics of human knee joint in gait: From muscle forces to cartilage stresses. *J Biomech* 2012;45:2149-56 (10.1016/j.jbiomech.2012.05.040)
- [7] Ries MD. Relationship between posterior tibial slope and rotation on axial alignment in total knee arthroplasty. *Knee* 1995;2-4:223-6 (10.1016/0968-0160(96)00004-x)
- [8] Innocenti B, Bellemans J, Catani F. Deviations from optimal alignment in TKA: Is there a biomechanical difference between femoral or tibial component alignment?. *J Arthroplasty* 2016; 31:295-301 (10.1016/j.arth.2015.07.038)
- [9] Carter DR, Hayes WC. The compressive behavior of bone as a two-phase porous structure. *J Bone Joint Surg* 1977;59:954-62
- [10] Soudry M, Walker PS, Reilly DT, Kurosawa H, Sledge CB. Effects of Total Knee Replacement Design on Femoral-Tibial Contact Conditions. *J Arthroplasty* 1986;1-1:35-45
- [11] Prendergast PJ. Finite element models in tissue mechanics an orthopaedic implant design. *Clin Biomech* 1997;12-6:343-66 (10.1016/S0268-0033(97)00018-1)
- [12] Bahraminasab MD, Sahari BB, Edwards KL, Farahmand F, Jahan A, Hong TS, Arumugam M. On the influence of shape and material used for the femoral component pegs in knee prostheses for reducing the problem of aseptic loosening. *Mater Des* 2014;55:416-28 (10.1016/j.matdes.2013.10.020)
- [13] Huiskes R, Weinans H, Dalstra M. Adaptive bone remodeling and biomechanical design considerations. *Orthopaedics* 1989;12-9:1255-67 (10.3928/0147-7447-19890901-15)
- [14] Carter DR, Beaupre GS. Skeletal function and form: Mechanobiology of skeletal development, aging and regeneration. Cambridge University Press. 2001. 318p. ISBN:0521714753
- [15] Lee YS, Lee TQ, Keyak JH. Effect of an UHMWPE patellar component on stress fields in the patella: a finite element analysis. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2009;17:71-82 (10.1007/s00167-008-0628-5)
- [16] Thompson SM, Yohuno D, Bradley WN, Crocombe AD. Finite element analysis a comparison of an all-polyethylene tibial implant and its metal-backed equivalent. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2016;24:2560-6 (10.1007/s00167-015-3923-y)
- [17] Tarala M, Janssen D, Verdonschot N. Balancing incompatible endoprosthetic design goals: A combined ingrowth and bone remodeling simulation. *Med Eng Phys* 2011;33:374-380 (doi:10.1016/j.medengphy.2010.11.005)
- [18] Shi JF, Wang CJ, Laoui T, Hart W, Hall R. A dynamic model of simulating stress distribution in the distal femur after total knee replacement. *Proc. IMechE* 2007;221:903-12 (10.1243/09544119JEM256)
- [19] Roces J, Alvarez R, Alonso J, Borja A, Corujo N. VTO3D: Methodology for assessing the internal stress of bones after virtual surgeries. *DYNA* 2016;91:76-81 (10.6036/7592)
- [20] Bowman A, Shunmugam M, Watts AR, Bramwell DC, Wilson C, Krishnan J. Inter-observer and intra-observer reliability of mechanical axis alignment before and after total knee arthroplasty using long leg radiographs. *Knee* 2016;23-2:203-8 (10.1016/j.knee.2015.11.013)

- [21] Szivek JA, Cutignola L, Volz RG. Tibiofemoral Contact Stress and Stress Distribution Evaluation of Total Knee Arthroplasties. J Arthroplasty;1995;10-4:480-91 (10.1016/S0883-5403(05)80150-0)
- [22] Soininvaara TA, Harju KAL, Miettinen HJA, Kröger HPJ. Periprosthetic bone mineral density changes after unicondylar knee arthroplasty. Knee 2011;20-2:120-7 (10.1016/j.knee.2012.10.004)

5. EQUIPO INVESTIGADOR

Datos de los miembros del equipo de investigación.

Nombre: Jorge Rocés García
Centro: Universidad de Oviedo
Departamento: Construcción e Ingeniería de Fabricación
Categoría: Profesor Titular

Nombre: Jorge Alonso González
Centro: Escuela Politécnica de Ingeniería de Gijón
Departamento: Departamento de Ingeniería Eléctrica, Electrónica, de Computadores y Sistemas
Categoría: Profesor Titular de Escuela Universitaria

Nombre: Rafael Álvarez Cuervo
Centro: Escuela Politécnica de Ingeniería de Gijón
Departamento: Construcción e Ingeniería de Fabricación
Categoría: Profesor Titular de Universidad

Nombre: Alexandra Borja Gonzalo
Centro: Ingenium Ingeniería y Domótica
Departamento: I+D+i
Categoría: Investigadora

Nombre: Nicolás Corujo Morán
Centro: IK4-IKERLAN
Departamento: Mecánica · Diseño Robusto
Categoría: Investigador

Nombre: Rebeca Sicilia Martínez
Centro: Urbaser
Departamento: Explotación
Categoría: Ingeniera



Influencia del posicionamiento de prótesis de rodilla en la remodelación ósea tras una TKR

Roces García Jorge¹; Álvarez Cuervo Rafael¹; Alonso González Jorge²; Borja Gonzalo Alexandra¹; Corujo Morán Nicolás¹; Sicilia Martínez Rebeca¹

¹ Departamento de Construcción e Ingeniería de Fabricación de la Universidad de Oviedo, Campus de Gijón, 33204, Gijón, Asturias

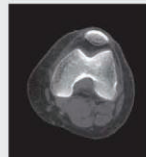
² Departamento de Ingeniería Eléctrica, Electrónica, de Computadores y Sistemas de la Universidad de Oviedo, Campus de Gijón, 33204, Gijón, Asturias

*rocesjorge@uniovi.es



La artroplastia total de rodilla (TKR) es una de las intervenciones quirúrgicas más comunes y de mayor éxito actualmente en el campo de la traumatología. Este estudio evalúa la influencia del posicionamiento de los componentes protésicos en las tensiones internas óseas del fémur y la tibia. Las modificaciones tensionales elevadas podrían causar una remodelación ósea no deseada, que implique problemas postoperatorios o el fracaso de la prótesis.

Se emplea una metodología desarrollada por el equipo investigador, que permite comprobar la variación tensional en la articulación de la rodilla preintervenida y postintervenida, basándose en modelos de voxels de los huesos y de los componentes protésicos realizados con el programa modVOX®. Se han evaluado las modificaciones tensionales medias en zonas de importancia biomecánica de la articulación. También se ha empleado una representación tridimensional de las tensiones obtenidas en cada nodo de cálculo, VT03D, que permite a cirujanos y diseñadores de implantes identificar fácilmente las zonas de remodelación conflictiva.




modVOX®

Los modelos óseos de voxels se generan en un entorno CAD, partiendo de las tomografías de una articulación de la rodilla. De ellas, se extraen las propiedades óseas de cada voxel para poder importarlos en los modelos MEF.




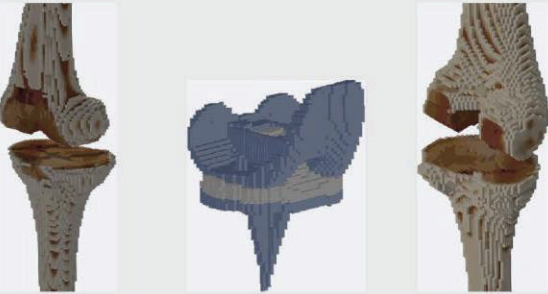
Los modelos de voxels de los componentes protésicos se generan desde modelos virtuales de CAD, que se posicionan en la articulación, simulando una intervención quirúrgica virtual.




Modelos MEF

La fijación del hueso se ha realizado en los nodos exteriores desde la zona inferior de la tibia [Sziwek 1995]. La carga empleada en los ensayos se ha establecido siguiendo los criterios del estudio de Kia en 2014, atendiendo a la evaluación del impulso de los músculos durante la marcha en individuos con una prótesis implantada.





También se ha realizado una comparación visual de los estados tensionales en los meniscos y en el componente intermedio de polietileno. El reparto de tensiones en la rodilla preintervenida es bastante homogéneo, mientras que se producen concentraciones de tensiones en la zona anterior y medial del inserto de polietileno, debidas en gran medida al diseño y posicionamiento de la prótesis en el caso que se muestra.



VT03D

Para facilitar la visualización de los resultados se procede a una representación tridimensional de las desviaciones positivas y negativas de las tensiones de cada nodo, para cada modelo de estudio. Empleándose la herramienta VT03D [Roces 2016], se generan nuevos modelos de voxels en un entorno de CAD, asignando un determinado color en función de la desviación tensional.

