



INVESTIGACIÓN

La geometría de la quilla condiciona el comportamiento de la bandeja tibial frente a fuerzas de torsión en prótesis totales de rodilla



S. García David^a, J.A. Cortijo Martínez^a, I. Navarro Bermúdez^{a,*}, F. Maculé^b, P. Hinarejos^c, L. Puig-Verdié^c, J.C. Monllau^d y J.A. Hernández Hermoso^e

^a Departamento de I+D+i, SURGIVAL, Paterna, Valencia, España

^b Unidad de Rodilla, Hospital Clínic de Barcelona, Universitat de Barcelona, Barcelona, España

^c Unidad de Rodilla, Parc de Salut Mar, Barcelona, Universitat Autònoma de Barcelona (UAB), IMIM

^d Servicio COT, Parc de Salut Mar, Barcelona, Universitat Autònoma de Barcelona (UAB)

^e Servicio de COT, Hospital Universitario Germans Trias i Pujol, Badalona, Barcelona, España

Recibido el 28 de noviembre de 2013; aceptado el 4 de marzo de 2014

Disponible en Internet el 16 de julio de 2014

PALABRAS CLAVE

Prótesis total de rodilla;
Diseño bandeja tibial;
Quilla;
Par de torsión

Resumen El diseño de la quilla de una bandeja tibial es fundamental para la transmisión de la mayor parte de las cargas a las estructuras óseas periféricas, las cuales tienen mejores propiedades mecánicas reduciendo, de este modo, el riesgo de aflojamiento. El objetivo de este estudio es comparar el comportamiento de diferentes diseños de bandeja tibial ante cargas de torsión. Se modelizaron 4 componentes tibiales diferentes. La reconstrucción 3D se llevó a cabo con el programa MIMICS. Los sólidos se generaron en SolidWorks. Se realizó el estudio por elementos finitos mediante Unigraphics.

Se simuló una torsión de 6 Nm aplicada sobre los laterales de cada bandeja tibial.

La bandeja tibial GENUTECH[®] con apoyo en el hueso trabecular periférico mostró un menor desplazamiento y menores tensiones transmitidos bajo fuerzas de torsión. Los resultados indican que la bandeja tibial con apoyo más periférico tienen un mejor comportamiento mecánico mejor frente a los otros diseños estudiados.

© 2013 SECOT. Publicado por Elsevier España, S.L.U. Todos los derechos reservados.

KEYWORDS

Total knee replacement;
Tibial tray design;
Keel;
Torsional force

The geometry of the keel determines the behaviour of the tibial tray against torsional forces in total knee replacement

Abstract The keel design of the tibial tray is essential for the transmission of the majority of the forces to the peripheral bone structures, which have better mechanical properties, thus reducing the risk of loosening. The aim of the present study was to compare the behaviour

* Autor para correspondencia.

Correo electrónico: inavarro@surgival.com (I. Navarro Bermúdez).

of different tibial tray designs submitted to torsional forces. Four different tibial components were modelled. The 3-D reconstruction was made using the Mimics software. The solid elements were generated by SolidWorks. The finite elements study was done by Unigraphics.

A torsional force of 6 Nm. applied to the lateral aspects of each tibial tray was simulated.

The GENUTECH® tibial tray, with peripheral trabecular bone support, showed a lower displacement and less transmitted tensions under torsional forces. The results suggest that a tibial tray with more peripheral support behaves mechanically better than the other studied designs. © 2013 SECOT. Published by Elsevier España, S.L.U. All rights reserved.

Introducción

El aflojamiento aséptico del componente tibial es una de las principales causas de movilización de los componentes tibiales. El tipo y la calidad de la fijación, así como la calidad del hueso adyacente, influyen en las tasas de aflojamiento de las prótesis¹⁻⁶. La calidad ósea posoperativa se puede medir usando indicadores de densidad de masa ósea. Se han desarrollado técnicas de monitorización para determinar dicho índice a través de imágenes tomadas in vivo durante el seguimiento periódico de los pacientes. Muchos autores han relacionado estos indicadores para predecir el comportamiento mecánico de las estructuras óseas¹⁻⁷. Sin embargo, no existe consenso en la caracterización del comportamiento mecánico óseo tanto de las zonas trabeculares como corticales¹⁻³.

También existen estudios que argumentan que el hueso trabecular más periférico y próximo a la cortical es más denso y, por tanto, tiene una resistencia y un módulo elástico mayor que el de la zona central^{1,2}.

En diversos estudios, Rho 1996⁸ y Au et al., 2005⁹, en los que se demuestra, además, que el hueso de la tibia proximal tiene mayor resistencia en dirección axial que en la radial. Esta afirmación viene dada por las características que pueden ser observadas en la tabla 1. En esta tabla se observan los módulos elásticos del hueso cortical y del trabecular en los diferentes ejes (x,y,z). Z es la dirección 3 (dirección vertical o de compresión) y, como podemos observar, los valores de E3 (eje en Z o vertical) son muy superiores a los valores en E1 y E2 (ejes en X-Y) relacionados con esfuerzos tangenciales o radiales. El fundamento es que el hueso se comporta mejor bajo cargas de compresión que frente a cargas radiales.

El objetivo del presente estudio fue valorar la influencia del diseño de la quilla tibial sobre el comportamiento de las fuerzas de torsión mediante un modelo de elementos finitos. La hipótesis de trabajo asumía que diferentes diseños de la quilla en relación con la longitud de la misma y la sección expuesta en la zona tibial más externa transmitirían de diferente manera las cargas a las estructuras óseas periféricas, que tienen mejores propiedades mecánicas.

Se prevé que aquellas quillas que dispongan de una mayor longitud de quilla y una sección mayor en contacto con el hueso disiparán mejor las tensiones y provocarán unas deformaciones menores, por lo que ofrecerán un mejor comportamiento mecánico frente a esfuerzos de torsión.

Material y método

En este estudio, se simuló el comportamiento mecánico de 4 modelos distintos de quilla existentes en el mercado ante

esfuerzos de torsión. Además, se evaluó cómo se transmiten las tensiones derivadas de la torsión al hueso. Se pudo analizar cómo afecta el diseño del implante a la reducción del nivel tensional y a su distribución hacia la zona de mejor comportamiento mecánico de la tibia proximal.

Proceso de modelización de la tibia

En una unidad especializada de Radiología (Hospital Clínic de Barcelona), se llevó a cabo una reconstrucción del tercio proximal de la tibia, en modelo 3D, a partir de datos de tomografía axial computarizada. Se generó el sólido mediante el programa de diseño CAD SolidWorks (Dassault Systemes SolidWorks Corp., Concord, EE. UU.) a partir del archivo STL generado por el Instituto de Biomecánica de Valencia mediante el programa de reconstrucción MIMICS (Materialise HQ Technologielaan 15, Leuven, Bélgica). Para simplificar el modelo, únicamente se utilizaron los 100 mm proximales de la tibia. Se realizó un corte transversal a 10 mm de la parte superior de la tibia para establecer la zona de apoyo de la bandeja tibial que se va a colocar (fig. 1). La caracterización mecánica de las regiones óseas se hizo sobre la base de las propiedades que se utilizaron en el estudio de Au et al., 2005⁹. El modelo propuesto en el presente estudio es una simplificación del modelo de Au agrupando áreas con propiedades similares (fig. 2). Las propiedades por volumen se encuentran en la tabla 1.

Preparación de los modelos de implantes

Se modelizaron 4 bandejas tibiales, fabricadas en aleación de titanio, con geometría primitiva de quilla diferente (fig. 3). Las 2 primeras corresponden a los modelos GENESIS II y PROFIX (Smith & Nephew, Inc., Memphis, EE. UU.). La tercera es el modelo SCORPIO (Stryker 4100, Kalamazoo, EE. UU.). Por último, se utilizó el modelo GENUTECH® (Surgival, Valencia, España) (fig. 4). Se seleccionó la mejor talla en cada modelo correspondiente al tamaño de tibia generado. Las tallas de cada implante corresponden a una longitud medio-lateral aproximada de 75 mm; las longitudes medidas entre los extremos opuestos de las quillas fueron: SCORPIO: 50 mm, PROFIX: 44 mm, GENESIS: 48 mm, GENUTECH®: 60 mm. La bandeja tibial se colocó siguiendo un posicionamiento estándar (1/3 respecto de la tuberosidad tibial anterior) (fig. 5)²⁻⁵.

Se realizó el alojamiento para el implante mediante la sustracción de los volúmenes coincidentes una vez posicionado el componente tibial. No se incluyó cemento óseo en el modelo. Se forzó la unión entre los álabes del implante y

Download English Version:

<https://daneshyari.com/en/article/4086368>

Download Persian Version:

<https://daneshyari.com/article/4086368>

[Daneshyari.com](https://daneshyari.com)