Vol. **16**, **4**, 395–420 (2000)

Revista Internacional de Métodos Numéricos para Cálculo y Diseño en Ingeniería

Análisis tridimensional comparativo de la respuesta de prótesis de cadera mediante elementos finitos

Zully Maldonado, José Bendayan y Miguel Cerrolaza

Centro de Bioingeniería, Instituto de Materiales y Modelos Estructurales
Universidad Central de Venezuela
Apartado Postal 50.361, 1050-A Caracas, Venezuela
Tel.: 58-2-552 5004, Fax: 58-2-605 3115
e-mail: zully.maldonado@charite.de
e-mail: mcerrola@reacciun.ve

David Kinzbruner

AT-Group, Centro Profesional Santa Paula, Piso 8
Urb. Santa Paula, Caracas, Venezuela
Tel:/Fax: 58-2-985 6255
e-mail: dkinz@cantv.ne

Palabras clave:

Prótesis de cadera, simulación numérica, elementos finitos, bioingeniería

Resumen

Este trabajo reporta los resultados obtenidos al efectuar un análisis comparativo de las tensiones que se producen cuando se introducen prótesis totales de cadera en el fémur humano, con el fin de reemplazar la articulación coxofemoral. Se modelaron varias geometrías de prótesis con herramientas CAD-CAM y se realizaron análisis por elementos finitos de la interacción hueso-cemento y cemento-prótesis. Se proponen nuevas geometrías distales del implante, a fin de reducir las tensiones cortantes en las interfaces, las cuales son las responsables del fenómeno de reabsorción ósea y consecuente aflojamiento y pérdida de la cirugía de reemplazo. Se analizan igualmente dos materiales (Acero quirúrgico A316L y una aleación de Titano-Aluminio-Vanadio Ti6AL4V) así como varios casos de carga biológicos a los cuales estará sometido el implante durante su vida útil.

3D COMPARATIVE ANALYSIS OF HIP PROSTHESES RESPONSE UNSING FINITE ELEMENTS

Summary

This work reports the preliminary results of a comparative numerical analysis of stresses that occur in total hip replacement. Several hip-prosthesis geometries were modelled using CAD-CAM computational tools, performing finite element analyses which involved both the interfaces prothesis-cement and cement-bone. A new distal geometry of the implant is also proposed in order to reduce the jump on shear stresses, which is one of the main factors that causes bone resorption and the consequent implant loss. Two common materials used in protheses manufacturing are analyzed: quirurgical steel A316L and an alloy based on Titanium-Aluminum-Vanadium Ti6A14V. Also, several biological loading cases acting on the implant and the bone are analyzed and discussed.

©Universitat Politècnica de Catalunya (España). ISSN: 0213–1315 Recibido: Abril 199

INTRODUCCIÓN

La atroplastia total de cadera iguala en frecuencia a las enfermedades cardiovasculares. En 1993 se llevaron a cabo, sólo en los EEUU, más de 125.000 reemplazos totales de cadera, incluyendo reemplazos tanto del componente femoral como del acetabular, mientras que estadísticas del Reino Unido revelan que más de 800.000 pacientes han recibido prótesis de cadera[22]. El promedio de edad de esta cirugía a nivel mundial es de 67 años y cerca de un 60 % de los pacientes son mujeres. La enfermedad más común para realizar esta cirugía es la artritis, entre ellas la osteoartritis y artritis reumatoidea, así como la artrosis. Se estima que cerca de 2,5 millones de personas en todo el mundo poseen actualmente un implante total de cadera. El resultado de esta operación puede decirse que es exitoso, ya que cumple con los objetivos de eliminar el dolor y devolver la movilidad a la articulación, debiendo hacerse un seguimiento clínico anual mediante inspecciones radiológicas en la zona afectada.

Una prótesis total de cadera es un implante que reemplaza la articulación natural por una articulación artificial (Figura 1). Los beneficios inmediatos son devolver la movilidad a la articulación y eliminar el dolor. Una prótesis total de cadera puede ser fijada mecánicamente mediante arreglos geométricos de sus secciones transversales para que anclen en el hueso o utilizando una interface de cemento. El lector puede consultar los trabajos de Barberi[1] y Calderale y Bignardi[6] los cuales contienen un análisis del acoplamiento entre el hueso y la prótesis. Los diseños del primer tipo corresponden a prótesis no cementadas[41,23,17] y las del segundo tipo a las cementadas[25,38,9].

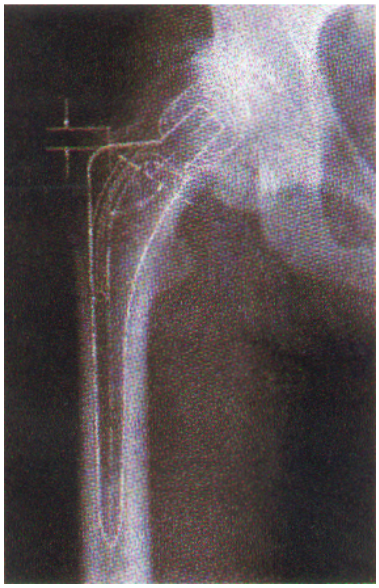

Figura 1. Esquema de una prótesis sobre una radiografía

Esta cirugía ha sido una de las que más ha evolucionado a lo largo de la historia, tanto desde el punto de vista de la práctica en sí misma, como lo referente al diseño del implante y accesorios requeridos en el momento de la inserción dentro del fémur. Quedan sin embargo preguntas sin responder en cuanto a cuál es el diseño del implante y el material más apropiado a utilizar en cada grupo de pacientes, ya que su calidad ósea, su peso, su reacción inmunológica, edad y sexo son variables que incrementan la complejidad de la ecuación a solucionar en cuanto a la selección del implante[12].

Un implante consta de dos componentes: el componente femoral es metálico con cabeza metálica o cerámica y el componente acetabular es metálico sobre polietileno o de polietileno

de ultra alto peso molecular en su totalidad. Existen algunos planteamientos sobre la ventaja de usar metal sobre metal en reemplazos articulares[29,26].

El primer intento de hacer un reemplazo articular de cadera data de 1923, cuando Grooves utilizó la palabra prótesis para referirse a este reemplazo articular[5]. Como la cabeza femoral resultaba la zona articular más evidentemente dañada, se utilizó una copa que la cubría apoyándose sobre el acetábulo natural directamente (Figura 2). Como consecuencia, la irrigación sanguínea fue obstruida degenerando en una necrosis avascular -muerte celular-, y como falla mecánica en el implante, se presentaron fracturas localizadas y falla final del dispositivo interno.

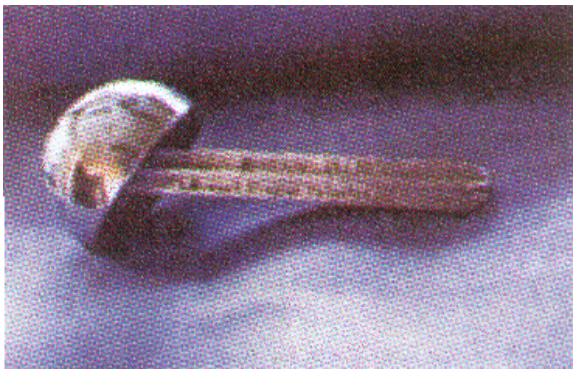

Figura 2. Modelo en metal

En el año de 1953 Thompson introdujo un vástago intramedular más largo para hacer una distribución de transmisión de carga más uniforme (Figura 3). Sin embargo, el alto módulo de elasticidad y gran volumen de material produjo falla del vástago y fractura de fémur. Algo más tarde, Moore decidió adicionarle ranuras laterales para disminuir volumen de material y mejorar el anclaje mecánico, sin embargo la falla persistía a nivel femoral fracturándose y a nivel acetabular rompiendo el hueso, ya que los implantes seguían apoyándose sobre la estructura ósea del cótilo de la cadera (Figura 4). Cabe mencionar que todos estos diseños eran probados en pacientes humanos y la falla era apreciada en pocos años de seguimiento[14]. Estos primeros implantes imitaban la geometría de la cabeza del fémur alcanzando diámetros entre 32 y 38 mm.

Figura 3. Prótesis de Thompson

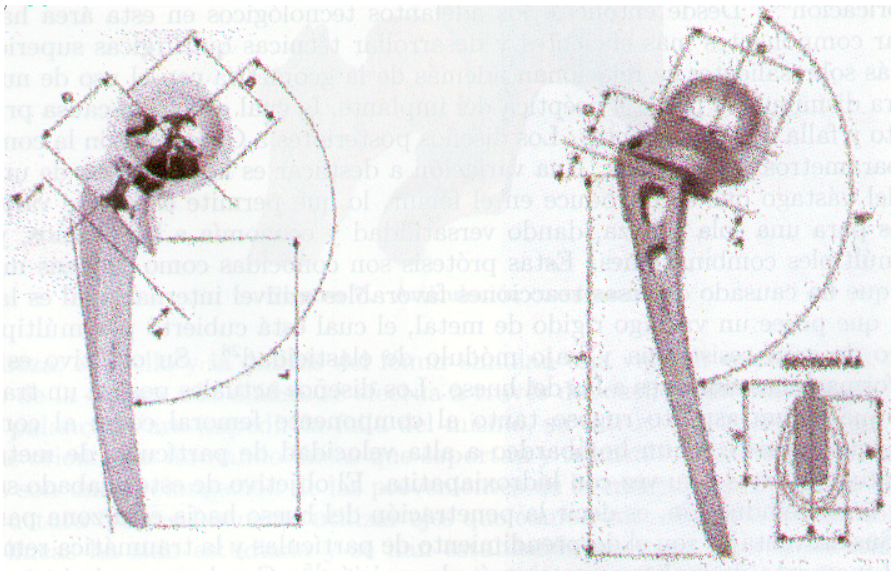

Figura 4. Prótesis de Moore

En 1960 Sir John Charnley, cirujano inglés, introdujo revolucionarios conceptos en la práctica de la artroplastia total de cadera, utilizando por primera vez una copa acetabular que recibía la cabeza de la prótesis y se insertaba en el cótilo natural de la cadera, evitando la falla del hueso coxal (Figuras 5 y 6). Para adherir los componentes tanto femoral como acetabular, se utilizó un material tixotrópico, - líquido en movimiento, sólido cuando se halla elástico-, un polímero que servía como cemento y como inferface entre metal y el hueso (metametilmetacrilato).

Figura 5. Prótesis de Charnley

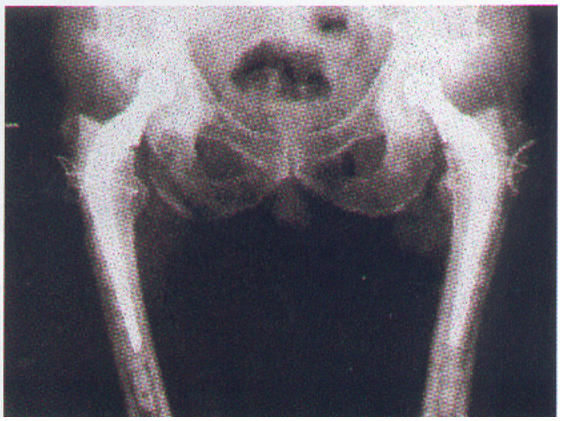

Figura 6. Radiografía de prótesis bilateral de Charnley

En 1967 Charnley cambió el teflón por un polímero de ultra alto peso molecular (UHMWPE), que además de resistencia al desgaste y biocompatibilidad posee propiedades de autolubricación[36]. Desde entonces, los adelantos tecnológicos en esta área han permitido diseñar componentes más eficientes y desarrollar técnicas quirúrgicas superiores. Los cambios más sobresalientes se relacionan además de la geometría con el uso de nuevos materiales para disminuir la pérdida aséptica del implante, la cual es aún la causa primera del aflojamiento y falla de los implantes. Los diseños posteriores a Charnley son la combinación de varios parámetros geométricos. Una variación a destacar es la propuesta de una cabeza separada del vástago que se introduce en el fémur, lo que permite el uso de varios juegos de vástagos para una sola cabeza, dando versatilidad y economía a los diseños, ya que se permiten múltiples combinaciones. Estas prótesis son conocidas como prótesis modulares. Un diseño que ha causado diversas reacciones favorables a nivel internacional es la prótesis isoelástica, que posee un vástago rígido de metal, el cual está cubierto por múltiples capas de polímero de gran resistencia y bajo módulo de elasticidad[28]. Su objetivo es que éste alcance deformaciones similares a las del hueso. Los diseños actuales poseen un tratamiento superficial que da un aspecto rugoso tanto al componente femoral como al componente acetabular, que consiste en un bombardeo a alta velocidad de partículas de metal y, más recientemente, cubiertas a su vez con hidroxiapatita. El objetivo de este acabado superficial es permitir la osteoinducción, es decir la penetración del hueso hacia esta zona para fijar el implante. Sus desventajas son el desprendimiento de partículas y la traumática remoción del implante al momento de realizar una cirugía de revisión[15]. Con los conocimientos teóricos de anatomía, histología, patologías y procedimientos quirúrgicos se procedió a elaborar el

modelo tridimensional utilizando un software CAD/CAM para simular el prototipo insertado en el fémur, rodeado con una capa de metametilmetacrilato. Para la modelación se utiliza Pro/Engineer[32], ya que tiene como ventajas principales parametrizar las geometrías, es decir crea un patrón de relaciones geométricas entre todas las dimensiones del modelo ajustando en forma "inteligente" los parámetros vinculados al realizar un cambio en cualquiera de las dimensiones. Permite además hacer la simulación de la manufacturación del implante, reduciendo los costos de fabricación de prototipos de prueba. La simulación numérica se realizó utilizando el programa ProMechanica[33], el cual permite análisis elástico anisotrópico de los prototipos bajo distintas condiciones de carga, utilizando elementos finitos tetraédricos de diez nodos y técnicas p-adaptables.

En el presente estudio se analiza una prótesis cementada. Se parte de la geometría de la prótesis de Charnley, considerando los parámetros geométricos que rigen el diseño: longitud del vástago, longitud del cuello, diámetro de la cabeza, y se somete a estados críticos de carga biológica. Para la selección de la carga se estudia el ciclo de paso humano y otras condiciones de carga a fin de seleccionar los estados críticos a los cuales puede estar sometido el implante en su vida útil. Para la simulación se seleccionaron las superaleaciones más comúnmente utilizadas: Ti6Al4V y acero inoxidable 316L. Para que los efectos de anclaje no influyan sobre las condiciones reales del implante se tomó como longitud tipo del hueso 20 cm en la cual el empotramiento no induce alteraciones a la respuesta numérica del implante.

BIOMECÁNICA DE LA CADERA

La articulación coxofemoral es una articulación multiaxial conformada por el fémur y el hueso coxal. Este tipo de articulación está definido mediante dos superficies óseas de forma esférica, separadas por la cavidad articular. Tiene movilidad sobre todos sus ejes (multiaxial) y estos movimientos se registran entre la cápsula articular, cabeza femoral (con membrana sinovial) cubierta con el cartílago articular y la cavidad articular o acetábulo[20].

Figura 7. Articulación coxofemoral

La cabeza, el cuello y la diáfisis del fémur simulan una viga en voladizo. La transmisión de cargas de la cadera a la diáfisis se efectúa a través del cuello femoral, que actúa como un brazo de palanca. Para impedir la falla del mismo, su estructura interior es un sistema de trabéculas orientadas formando líneas que soportan y transmiten las fuerzas mecánicas. Estas líneas son una prolongación de las provenientes de la cadera. En el estudio biomecánico de la estructura ósea es frecuente utilizar ejes que conforman subsistemas. La conformación de estas líneas ha sido estudiada y se han establecido patrones de comparación para determinar el funcionamiento normal de una estructura ósea. El eje longitudinal que une las tres articulaciones (cadera, rodilla y tobillo), el eje axisimétrico del fémur y el eje del cuello

conforman este subsistema, sobre el cual recae casi todo el análisis del sistema musculo-esquelético.

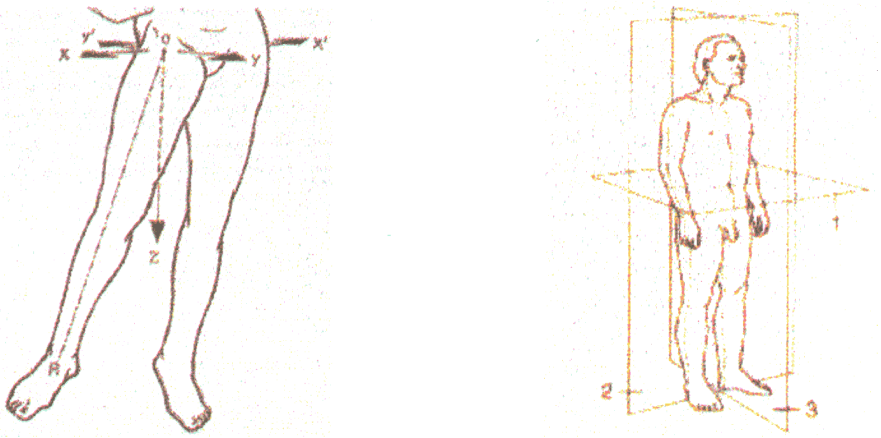

Figura 8a. Sistema de referencia para los vectores de fuerza. Planos principales: 1 - transversal; 2-frontal; 3-sagital

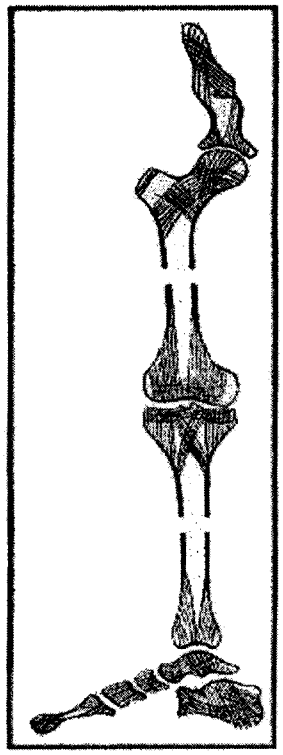

Figura 8b. Cargas sobre la articulación de la cadera

La función de la cadera es orientar el fémur en todas las direcciones posibles del movimiento. Fisiológicamente, ésta posee tres ejes y tres movimientos[20]:

1. Un eje transversal XOX situado en el plano frontal, alrededor del cual se efectúan los movimientos de flexión-extensión.
2. Un eje antero-posterior YOYsituado en el plano sagital, alrededor del cual se efectúan los movimientos de abducción-aducción.
3. Un eje vertical OZ que en posición normal coincide con el eje longitudinal OR del miembro inferior. Permite los movimientos de rotación externa y rotación interna (Figura 8a).

Uno de los problemas sin resolver en el diseño y construcción de las prótesis de cadera es ejercer un mayor control en la interface hueso-cemento y en la interface hueso-prótesis en el caso de las prótesis cementadas y no cementadas respectivamente. A escala microscópica son múltiples los procesos celulares que se activan como mecanismo de reacción en presencia del material inorgánico implantado (modelación, reabsorción, migración). El comportamiento histológico del fémur ante la presencia de un implante artificial está directamente relacionado con las causas de falla de estos dispositivos de fijación interna (stress shielding, debris, bone remodeling).

Igualmente, la distribución de cargas biológicas sobre la cabeza de la prótesis es un asunto de mayor importancia en el diseño de prótesis. La Figura 8b muestra un esquema de la distribución de estas cargas y su actuación sobre la articulación[13].

MODELADO TRIDIMENSIONAL DE PRÓTESIS DE CADERA

Los métodos numéricos han sido extensivamente utilizados para el análisis de tensiones de modelos de prótesis de cadera en 2D y 3D. El lector puede consultar los trabajos de las referencias[6,18,39,24,22] entre otros. En este trabajo se estudia la prótesis de Charnley (Figura 9) bajo condiciones de carga biológica críticas, insertada en el hueso y con una capa de cemento de metametilmetacrilato en su contorno (Figura 10).

Figura 9. Prótesis de Charnley

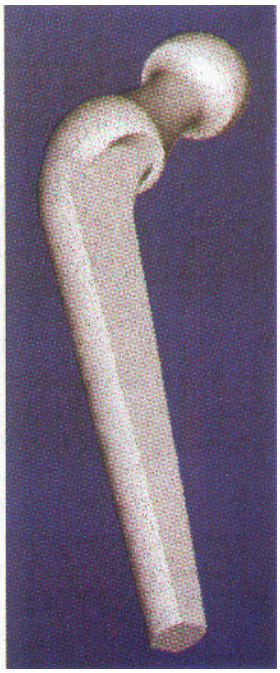

Figura 10. Modelo 3D de prótesis de Charnley

Las cargas simuladas son las críticas dentro del ciclo de caminata: parado en una pierna y en otras actividades, donde se alcanzan grandes magnitudes, como subiendo escaleras. Posteriormente, se hace una variación de los parámetros geométricos y se analiza su efecto en la distribución de tensiones. Una distribución más uniforme de tensiones disminuye los efectos de stress shielding y su consecuente reabsorción ósea.

Modelo de la prótesis

Los implantes se modelaron insertados dentro del fémur, embebidos en una capa de cemento (metametilmetacrilato) de 2 mm de espesor (Figura 10). El fémur se consideró ortotrópico transversal, el cemento y los implantes se consideraron isotrópicos. Las aleaciones seleccionadas para el componente femoral de la prótesis fueron acero inoxidable 316L y Ti6Al4V. Se hizo la simulación de los efectos de carga sobre la prótesis en los instantes de parado en una pierna y subiendo escaleras, haciendo una variación en los parámetros geométricos de la prótesis. La geometría de la prótesis de Charnley fue seleccionada bajo los siguientes criterios:

1. Comparada con otros modelos tridimensionales elaborados, resulta geométricamente más adaptable a las formas geométricas conocidas, lo que implica una forma rápida y segura de modelación.
2. Los parámetros geométricos de otros modelos tales como aletas laterales a 90 grados o ángulos no han sido probadas en pacientes con un récord estadístico que permita elegirlos. El diseño de Charnley posee más de 20 años de seguimiento[38,11,27,16].

La prótesis fue centrada en el fémur y el cemento, evitando que una posición en varo o en valgo induzca esfuerzos localizados en la zona proximal a la altura del trocánter mayor o la zona distal en la zona anteroposterior del fémur.

Modelo del fémur

El fémur es un material de comportamiento no lineal, viscoelástico y anisotrópico. Son múltiples los intentos por determinar el módulo de elasticidad de este complejo material. Se han hecho ensayos de fotoelasticidad, ultrasonido, cortes para determinar densidades con tomografías y formulaciones matemáticas que puedan modelar el cambio del módulo de elasticidad en toda la longitud del fémur. Después de hacer una amplia revisión bibliográfica sobre los valores de los módulos de elasticidad, se eligieron los datos de Reilly y Burstein[34], una publicación que ha sido utilizada como referencia en varios trabajos de modelado y análisis, donde el fémur es considerado como ortotrópico transversal. Estos datos fueron obtenidos bajo ensayos mecánicos de especímenes humanos en estado húmedo.

Para modelar el hueso se tomó una longitud de fémur de 20 cm, de tal forma que el empotramiento perfecto en la parte inferior del modelo no incida sobre los resultados de los análisis. Dado que los implantes internos fallan generalmente por aflojamiento, se otorga un especial interés en el estudio al análisis comparativo de los esfuerzos cortantes en los planos anatómicos frontal y sagital con interés en la zona distal[31].

El hueso será modelado como un material ortotrópico transversal con propiedades mecánicas diferentes en las tres direcciones ortogonales del hueso (longitudinal, radial y circunferencial), siendo iguales las magnitudes para la direcciones que se hallan en el mismo plano, es decir la radial y la circunferencial (Tabla I). Varios autores han precisado incluso medidas distintas de las propiedades mecánicas en diferentes secciones transversales en la longitud del hueso[10,21]. Las dimensiones del fémur modelado en este trabajo fueron extraídas de un ejemplar típico de un hombre aproximadamente 800 N de peso.

Método de medida	Ensayo mecánico
Simetría asumida	Isotropía transversal
Referencia	Reilly & Burstein (1975)
$E1$ (circunferencial Gpa)	11,5
$E2$ (radial Gpa)	11,5
$E3$ (longitufinal Gpa)	17,0
$G12$ (Gpa)	3,6
$G13$ (Gpa)	3,28
$G23$ (Gpa)	3,28
$\nu 12$	0,58
$\nu 13$	0,31
$\nu 23$	0,31
$\nu 21$	0,58
$\nu 31$	0,46
$\nu 32$	0,46

Tabla I. Constantes elásticas para un fémur humano

El cemento (metametilmetacrilato) y la prótesis se modelaron como materiales isotrópicos. Las características de estos materiales se listan a continuación:

Metametilmetacrilato: $E = 2,2$ Gpa
Prótesis: para la prótesis se eligieron dos superaleaciones:

Acero inoxidable: $E = 220$ Gpa; ν=0,3

Ti6AL4V: $E = 110$ Gpa; ν=0,3

Dado que el aflojamiento de la prótesis está asociado a la reabsorción ósea, y ésta al salto de tensiones producido por la gran diferencia de los módulos de elasticidad de los componentes, se estudian con especial interés las zonas de interface, donde está la frontera del cambio de módulo de elasticidad.

Cargas biológicas y condiciones de contorno

Cheal *et al.*[8] realizaron una modelación en 3D donde presentan las cargas biológicas que actúan en el fémur en distintos estados de movimiento, entre ellos el ciclo de un paso humano. En la literatura técnica se pueden encontrar otros tipos de análisis, simulando las cargas biológicas que actúan sobre el implante[2,4,40]. La Tabla II[8] muestra las cargas biológicas de diferentes posiciones anatómicas de un ciclo de paso humano, el cual está compuesto por punta de talón, parado en una pierna y punta de los dedos y otras actividades humanas con elevadas magnitudes de carga.

Conocidos los cosenos directores de los distintos vectores de fuerza, que representan las inserciones musculares, se seleccionó como el más crítico el instante de estar parado en una pierna, dentro del ciclo del paso humano. Se estudiaron adicionalmente otras posiciones que elevan los valores de los vectores de fuerza hasta alcanzar magnitudes de siete a ocho veces el peso del cuerpo. Este valor alcanza al subir escaleras.

Con el fin de obtener un modelo más real, se representaron estas fuerzas como uniformemente distribuidas sobre una región proyectada en la superficie anatómica del fémur correspondiente a cada inserción muscular. Para los dos estados de carga, las magnitudes más altas corresponden al vector que actúa sobre la superficie articular artificial de la prótesis. Esta fuerza se representa como una carga uniformemente distribuida sobre un círculo proyectado sobre el casquete esférico de la cabeza de la prótesis.

Paso de carga y músculo	Magnitud	Vector unitario		
	W cuerpo	X	Y	Z
Punta de talón				
Adductor longus	0,20	0,47	0,87	0,16
Adductor magnus	0,20	0,75	0,66	- 0,17
Gluteus maximus	1,28	0,53	0,83	0,18
Gluteus medius	0,72	0,66	0,61	0,45
Gluteus minimus	0,54	0,77	0,48	0,42
Vastus intermedius	0,40	0,01	- 1,00	0,02
Vastus lateralis	0,40	0,05	- 1,00	0,07
Vastus medialis	0,33	- 0,2	- 1,00	0,9
Contacto articular	4,64	- 0,36	- 0,93	- 0,10
Parado en una pierna				
Gluteus medius	0,80	0,67	0,72	0,18
Gluteus minimus	0,30	0,78	0,59	0,21
Iliopsoas	1,30	0,10	0,68	0,73
Contacto articular	3,51	- 0,35	0,93	0,05
Punta del pie				
Adductor longus	0,30	0,43	0,87	0,26
Adductor magnus	0,30	0,77	0,59	0,23
Gluteus medius	1,18	0,71	0,70	- 0,00
Gluteus minimus	0,61	0,80	0,59	0,07
Iliopsoas	2,60	0,10	0,68	0,73
Piriformis	0,20	0,98	0,05	- 0,17
Contacto articular	4,33	- 0,31	- 0,95	- 0,10
Extensión de la cadera en flexión (subiendo escaleras)				
Biceps femoris	1,21	0,25	0,96	0,09
Gluteus maximus	0,97	0,52	0,81	0,25
Gluteus maximus	0,97	0,51	0,86	- 0,01
Semimembranosus	2,24	- 0,06	1,00	0,05
Semitendinosus	0,36	- 0,05	1,00	0,06
Contacto articular	7,70	- 0,48	- 0,75	- 0,46
Flexión de la cadera extendida				
Adductor brevis	0,10	0,70	0,62	0,35
Iliopsoas	2,62	0,10	0,68	0,73
Pectineus	0,13	0,65	0,76	- 0,06
Rectus femoris	1,56	0,07	1,00	- 0,00
Sartorius	0,13	- 0,08	0,99	0,15
Contacto articular	7,70	- 0,44	- 0,83	0,35
Aducción de la cadera abducida				
Adductor brevis	0,20	0,72	0,67	0,21
Adductor longus	0,66	0,43	0,87	0,22
Adductor magnus	1,70	0,76	0,65	0,10
Gracilis	0,06	0,11	0,98	0,15
Pectineus	0,26	0,49	0,87	0,02
Contacto articular	7,70	0,01	- 1,00	- 0,04
Rotación de la cadera en posición neutral				
Gemelli	0,13	0,98	- 0,05	- 0,17
Obturator externus	0,35	0,98	- 0,14	- 0,10
Obturator internus	0,33	0,98	- 0,05	- 0,17
Piriformis	0,41	0,98	0,15	- 0,11
Quadratus femoris	0,48	0,96	- 0,02	0,28
Contacto articular	7,70	- 0,41	- 0,91	0,02

Tabla II. Cargas biológicas sobre la articulación coxofemoral. Magnitud y cosenos directores de los vectores unitarios de las fuerzas musculares y de contacto articular

DISCRETIZACIÓN Y ANÁLISIS POR ELEMENTOS FINITOS

En este trabajo se realizó un análisis elástico lineal, ya que se ha registrado que el implante puede fallar bajo estados críticos de carga, sin alcanzar el rango plástico. El programa ProMechanica[33]discretiza las geometrías utilizando tetraedros de diez nodos, como muestra la Figura 11, y utiliza el método de los elementos finitos en versión p-adaptable (Multipass adaptive) para obtener un mejor rango de convergencia (10 % de error en la energía de deformación).

En este estudio se seleccionaron polinomios hasta de grado ocho para las funciones de forma. Los elementos p-adaptables permiten un refinamiento de malla en las zonas donde la convergencia no cumple el valor de error previamente establecido, incrementando el grado del polinomio de la función de forma en los elementos de dicha zona. Un incremento en el grado de polinomio implica reducción del error con la consecuencia del incremento en el tiempo de cálculo de los modelos.

El análisis de la longitud del vástago ha sido objeto de varias publicaciones, ya que el mismo está en contacto con el hueso, y por lo tanto es en su longitud donde ocurren los procesos de falla, modelado y remodelado (Figura 10 y 12).

Fueron analizados básicamente tres modelos de la prótesis con diferentes longitudes de vástagos: 107, 130 y 150 mm, los cuales corresponden a las geometrías más usuales en la práctica médica (Figura 13). El análisis del modelo de la prótesis de 150 mm de longitud del vástago requirió una malla de 2650 elementos finitos. Fueron creados 26 puntos de control sobre la interface hueso-cemento y cobre la interface cemento-prótesis para medir la variación de los esfuerzos resultantes en los análisis de EF (Figura 15).

Los modelos creados contemplan: a) tres longitudes de vástago de 107, 130 y 150 mm, b) dos tipos de carga: subiendo escaleras y parado en una pierna y c) un modelo propuesto con una ranura y con doble ranura. Se elaboró otro modelo con longitud de cuello de 26 mm y dimensiones normales de Charnley en el vástago, para observar la zona de concentración de esfuerzos al hacer un cambio en la geometría y un modelo representando solamente la carga en la zona de contacto articular para estudiar el efecto de la representación de los músculos, con las dimensiones del diseño clásico de Charnley. En la Tabla III presenta una descripción de cada uno de los modelos, los cuales se caracterizan por tener todas sus longitudes parametrizadas, facilitando la transformación de un modelo en otro.

La Figura 14 muestra un esquema de la malla de elementos finitos inicial sobre cada uno de los modelos.

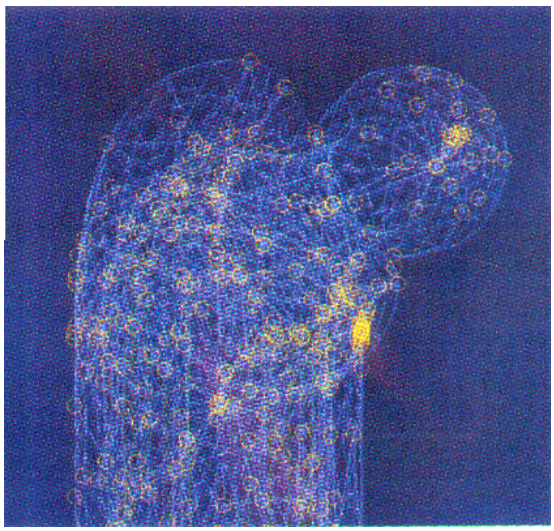

Figura 11. Detalle de la malla de elementos finitos tetraédricos

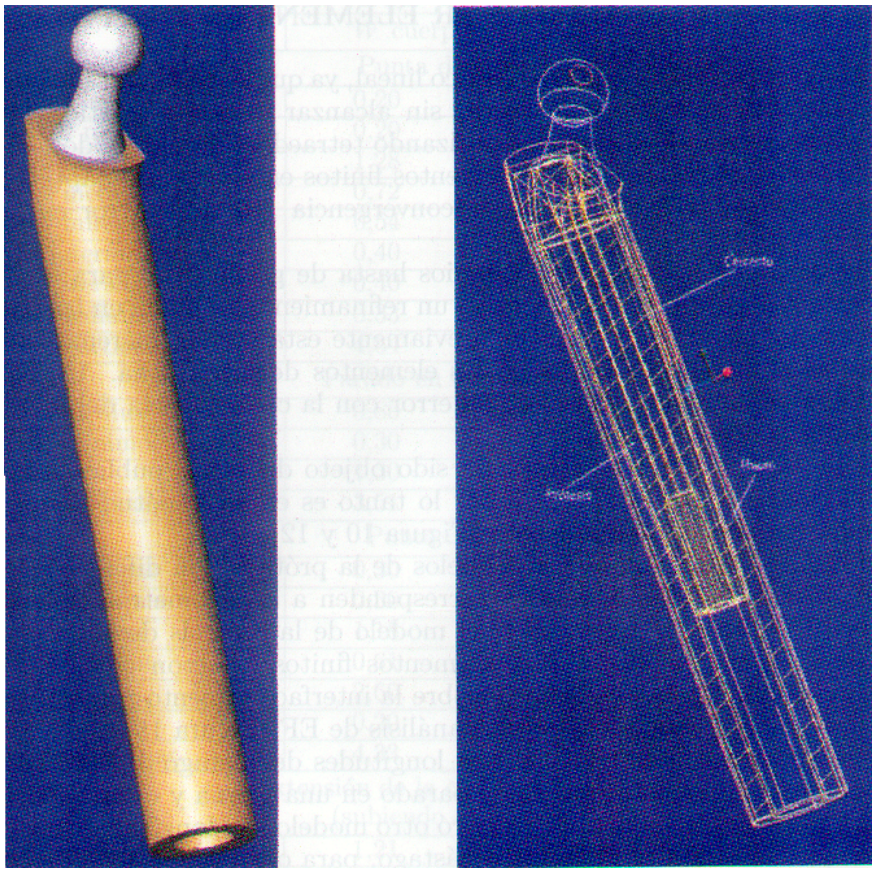

Figura 12. Corte transversal de modelo 3D

Identificación del modelo	Material	Caso de carga	Longitud del vástago (mm)	Tipo de geometría distal
AiP107	acero inoxidable	parado en una pierna	107	sólida
AiP130	acero inoxidable	parado en una pierna	130	sólida
AiP150	acero inoxidable	parado en una pierna	150	sólida
AiS107	acero inoxidable	subiendo escaleras	107	sólida
AiS130	acero inoxidable	subiendo escaleras	130	sólida
AiS150	acero inoxidable	subiendo escaleras	150	sólida
AiS130R	acero inoxidable	subiendo escaleras	130	doble ranura
TiP107	Ti6ALAV	parado en una pierna	107	sólida
TiP130	Ti6ALAV	parado en una pierna	130	sólida
TiP150	Ti6ALAV	parado en una pierna	150	sólida
TiS107	Ti6ALAV	subiendo escaleras	107	sólida
TiS130	Ti6ALAV	subiendo escaleras	130	sólida
TiS150	Ti6ALAV	subiendo escaleras	150	sólida
TiS130R	Ti6ALAV	subiendo escaleras	130	doble ranura

Tabla III. Identificación y descripción de los modelos analizados

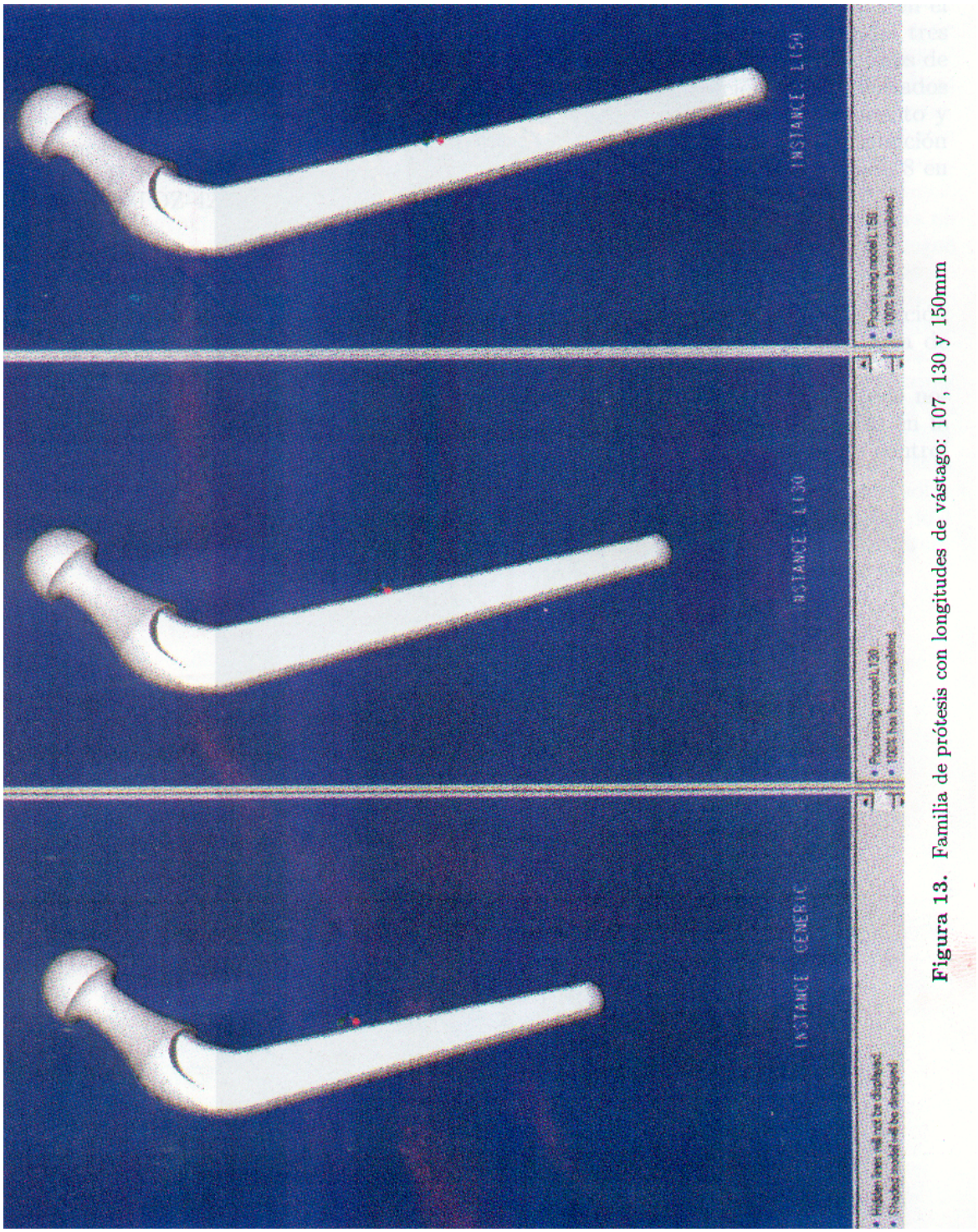

Figura 13. Familia de prótesis con longitudes de vástago: 107, 130 y 150mm

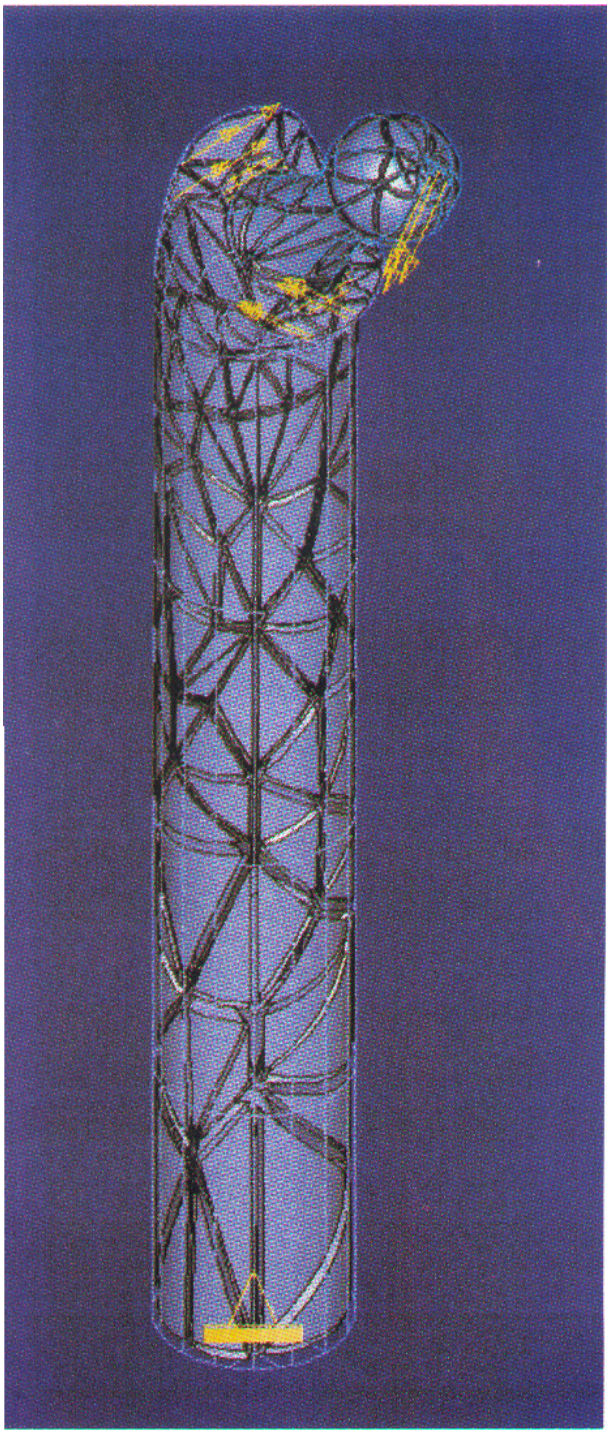

Figura 14. Malla de EF inicial

ANÁLISIS Y DISCUSIÓN DE RESULTADOS

Se presentan los resultados de los modelos con sus respectivos análisis. Los modelos fueron hechos con Pro/Engineer y los análisis con Pro/Mechanica y fueron descritos en el apartado anterior. Se analizó un total de 14 modelos, resultantes de la combinación de: tres longitudes distintas de vástago, dos geometrías distales distintas en vástago y dos casos de carga: parado en una pierna y subiendo escaleras. Se hizo una comparación de los resultados haciendo una superposición de las curvas de esfuerzos en las interfaces prótesis-cemento y cemento-hueso. En los modelos se utilizó un control total sobre la energía y la distribución de esfuerzos de 10 %. El tiempo de cálculo promedio usando polinomios hasta grado 8 en una Intergraph TDZ-425 Pentium II fue de cinco horas por modelo.

Análisis comparativo de la longitud del tallo

La prótesis de Charnley tiene un vástago de longitud inicial de 107 mm. Su sección transversal inicial tiene 20 mm de ancho y 10 mm de espesor y termina en una área de sección aproximadamente cuadrada de 10 mm^2.

En algunas publicaciones[7,19,31,41] se ha estudiado el efecto del vástago en prótesis no-cementadas y se ha encontrado una importante variación de los esfuerzos cortantes en la zona distal. Con el objetivo de estudiar este fenómeno, se han colocado puntos de control sobre las líneas de interface.

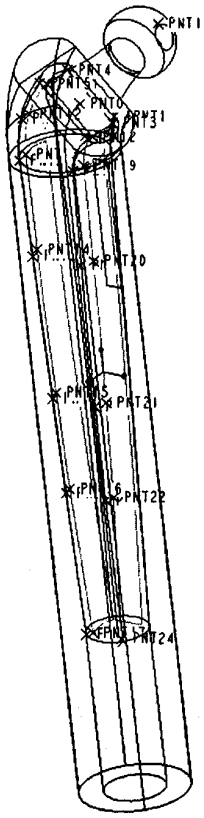

Figura 15. Puntos de control en los modelos: interfaces prótesis-cemento y cemento-hueso

Se analiza el cambio de longitud en el vástago con un mismo material y un mismo caso de carga, con el fin de estudiar el efecto de este parámetro en forma aislada. Los puntos de control poseen una relación de posición en función de la longitud de la curva. La curva que define el contorno del vástago es visualizada en Pro/Mechanica como dos curvas: una superior definida en este estudio como C1 y una total definida como CT, como muestra la Figura 15.

La posición de los puntos se define como un porcentaje de la longitud de cada una de estas curvas. En la curva C1 tres puntos ubicados en: P1=0 %, P2=50 %, P3=100 % de la longitud de esta curva y en la curva CT a P4=20 %, P5=50 %, P6=70 %, P7=100 %, para un total de siete puntos por interface (Figura 15). Los gráficos mostrados a continuación tienen en la ordenada Y los valores correspondientes a los esfuerzos cortantes XY y en la ordenada X los puntos 1 al 7 representan un porcentaje de la longitud de la curva del interface.

Se analizan las interfaces cemento-hueso y prótesis-cemento en las zonas anterior y posterior (cuatro curvas). Los puntos son identificados como *ch*1 al *ch*7 para la interface cemento-hueso en zona anterior, *chp*1 al *chp*6 para la interface cemento-hueso en zona posterior, *pc*1 al *pc*7 para la interface prótesis-cemento en zona anterior y *pcp*1 al *pcp*6 para la interface prótesis-cemento en zona posterior.

En los puntos de control se mide el esfuerzo cortante XY que tiende a separar los materiales en contacto (prótesis-cemento y cemento-hueso), siendo los responsables del aflojamiento del implante. Para esta primera comparación se analizan los correspondientes a los modelos con carga parado en una pierna y longitudes de vástago 107, 130 y 150 mm. Con el fin de analizar únicamente el efecto de la geometría, se analizarán prótesis del mismo material: acero inoxidable.

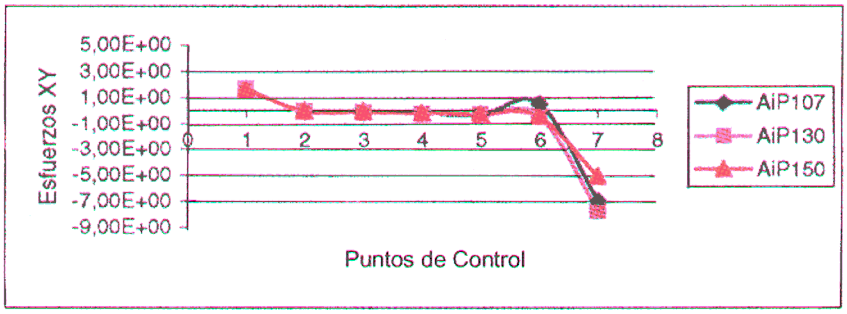

Figura 16. Interface cemento-hueso: zona anterior

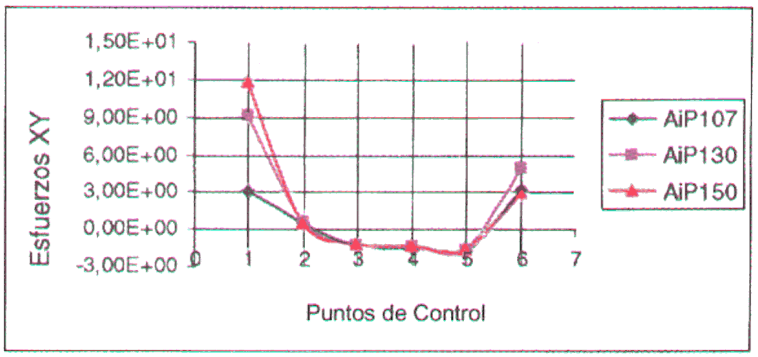

Figura 17. Interface cemento-hueso: zona posterior

Los valores de los esfuerzos son mayores en la prótesis de mayor longitud de vástago, pero con un cambio menos drástico de los valores a lo largo de su longitud. Así la diferencia entre los valores de la intreface hueso-cemento es de 5,44 Mpa para el modelo AiP107 y de 3,47 MPa para el modelo AiP150, resultando inversa a lo largo de la longitud de la interface prótesis-cemento. Es importante resaltar que la variación de las magnitudes de los esfuerzos no es proporcional a la variación de la longitud. En las gráficas siguientes se puede comparar el efecto de la longitud punto a punto, según la interface y según la zona de contacto (anterior-posterior).

Se encontró una correspondencia punto a punto -es decir puntos que se encuentran a la misma altura- de mayor valor para la interface prótesis-cemento. Esto se explica porque la variación del módulo de elasticidad es mayor entre la prótesis-cemento (220-2,2 Gpa) que entre la interface cemento-hueso (2,2 a 20 Gpa). Las magnitudes de estas diferencias en promedio son de 0,015 MPa para $c - h$ y de 0,5 MPa para $p - c$, comparando vástagos de 107 a 150 mm. En conclusión, en este punto se obtiene una distribución más uniforme para el vástago más largo y un menor salto de tensiones entre los distintos módulos de elasticidad. Esto se explica porque al hacer una variación en la longitud de la trayectoria se está cambiando la distribución de las secciones transversales y se suaviza la transmisión de esfuerzos hacia la zona cortical. Todos los vástagos parten de una sección transversal de idénticas dimensiones (zona proximal del fémur) las cuales van cambiando hacia valores menores a medida que el vástago se va alargando. Así, para un vástago más corto, el cambio hacia una sección final es más drástico, siendo más suave para un vástago de mayor longitud, observándose esta misma variación en la distribución de esfuerzos.

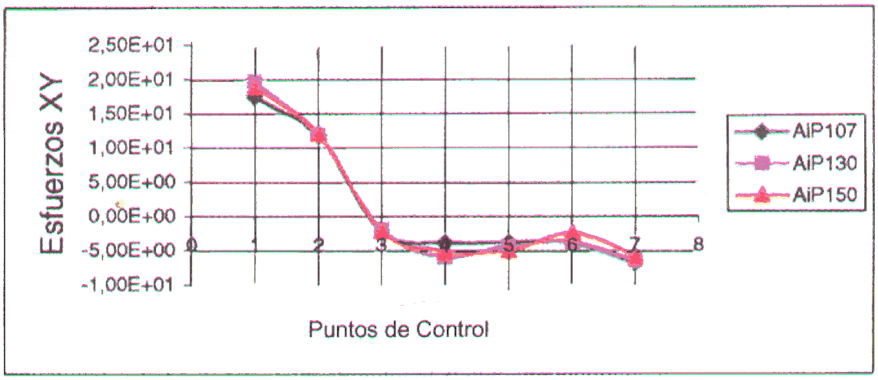

Figura 18. Interface prótesis-cemento: zona anterior

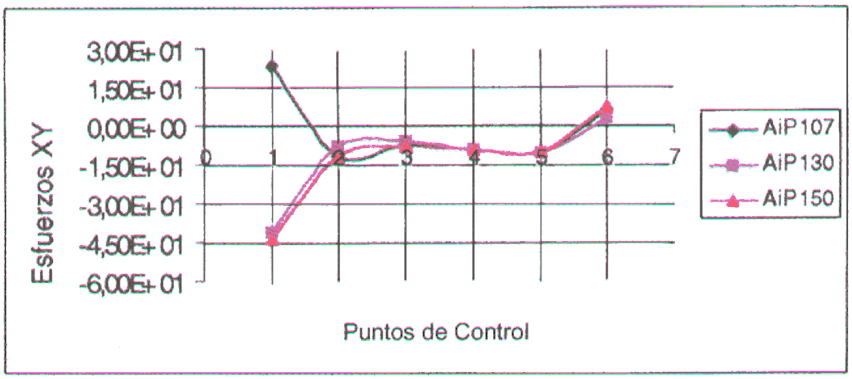

Figura 19. Interface prótesis-cemento: zona posterior

Análisis comparativo con varios casos de carga

Se comparan los resultados de los dos casos de carga: subiendo escaleras y parado en una pierna. Se hizo una primera evaluación dentro del caso de carga *parado en una pierna* y se encontró una variación promedio de 2,02; 2,17 y 2,16 MPa entre los modelos de diferente longitud del tallo. Comparando de manera similar en el caso *subiendo escaleras* se encontraron los valores 35,96; 37,24 y 35,77 MPa respectivamente. Se puede afirmar que la variación es más o menos uniforme dentro de cada caso de carga, pero que existe un incremento de 18 veces la magnitud del esfuerzo al subir escaleras. Sin embargo, la magnitud de la carga del contacto articular subiendo escaleras es mayor 1,77 veces que para el estado de carga parado en una pierna. Es decir, no existe una relación porcentual equivalente entre el incremento de los esfuerzos rescpecto al incremento de la magnitud de la carga, por lo menos no lineal.

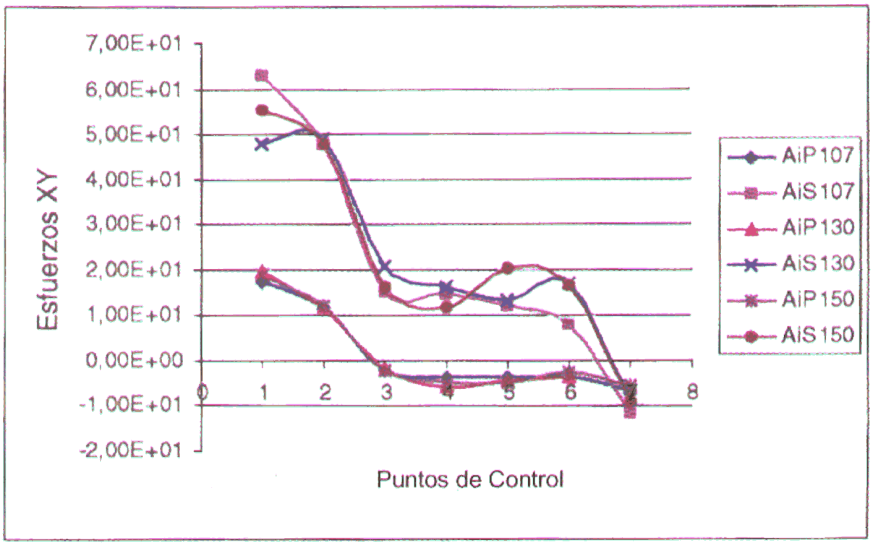

Figura 20. Distintas longitudes, acero inoxidable, dos casos de carga

En el gráfico anterior se observan dos grupos plenamente definidos correspondientes a cada grupo de cargas, usando en los dos modelos acero inoxidable. Para una magnitud de carga más baja la curva sufre variaciones menos drásticas que para el caso subiendo escaleras. La variación no se da en un rango constante, por ejemplo hacia el punto 4, el cual corresponde a la zona donde se termina la curva de la zona posterior de la prótesis (vástago está más cercano al hueso cortical). Los puntos 1 y 2 están localizados en el lomo curvo de la prótesis, donde el volumen de hueso es mayor, pero la transmisión de carga no se da en forma tan directa como para los puntos siguientes que tienen un punto espejo equidistante sobre el hueso (*stress shielding*).

Análisis comparativo con diferentes materiales

La nueva variable de comparación es el cambio de material. Se presenta un análisis con diferentes casos de carga y distintos materiales y se comparan las distintas longitudes de vástago. En la Figura 21 se observa el incremento de la magnitud de los esfuerzos en la interface prótesis-cemento cuando se eleva la magnitud de carga. Una acción combinada de carga repetida parado en una pierna correspondiente a AiP107, AiP130, AiP150 y ocasionalmente al subir escaleras TiS107, TiS130 conducen el efecto stress shielding responsable de la reabsorción ósea[18,30]. En el último punto, los valores coinciden y tienden a cero porque éste corresponde a la zona de empotramiento. Un detalle importante es que una

reducción del módulo de elasticidad produce la elevación de los esfuerzos en forma más o menos proporcionada en relación a cada punto en un rango aproximado de 20 MPa y la magnitud se reduce considerablemente en 30 MPa.

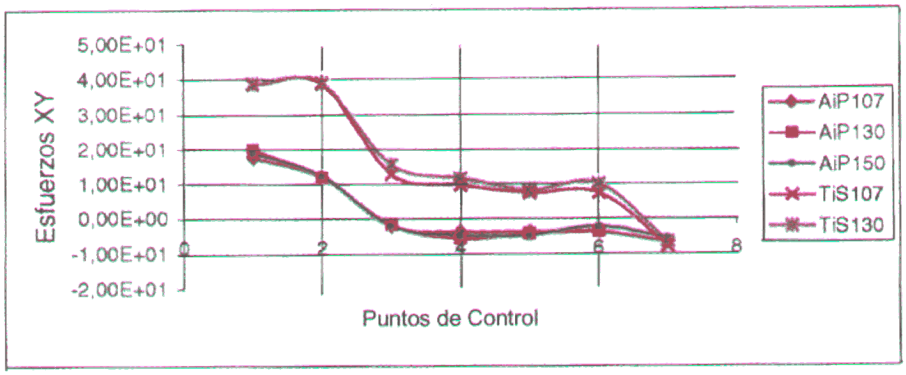

Figura 21. Distintas longitudes, distinto material, dos estados de carga

Al comparar las magnitudes de los esfuerzos obtenidos para el acero inoxidable y para la aleación de titanio, se encontró que la variación en la forma de la distribución de los esfuerzos no es muy alta y no hay cambios drásticos localizados. Se observa un decremento aproximado de los valores de los esfuerzos del 30 %, sin embargo, las deformaciones aumentan a un 3 %, dado que el módulo de elasticidad del titano es menor un 50 % que el módulo de elasticidad del acero inoxidable.

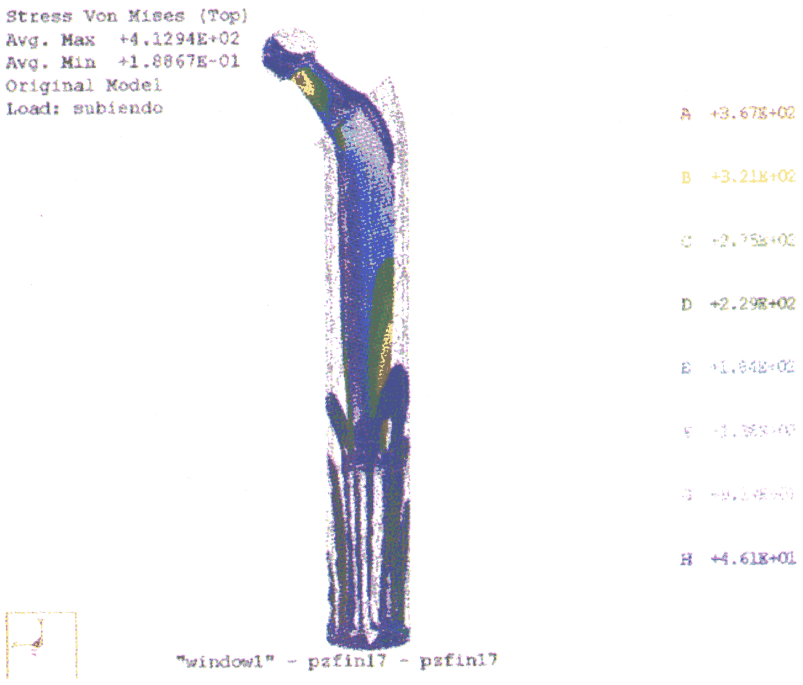

Figura 22. Esfuerzos de Von Mises en la prótesis: subiendo escaleras, $L = 130$ mm

Esfuerzos en el cuello de la prótesis

Los esfuerzos de Von Mises muestran una alta concentración de esfuerzos en el cuello (Figura 22 y 23) y en la zona distal del implante. Al revisar los esfuerzos principales y cortantes, se determinó que las zonas críticas son el cuello de la prótesis, la zona donde se cruzan el eje del vástago y el eje del cuello y la zona distal. Al hacer los cambios de longitud se suavizó la distribución de esfuerzos y se propone una ranura en una y/o dos direcciones en la zona distal del implante con el fin de redistribuir los esfuerzos cortantes que son los causantes del aflojamiento por remodelado óseo.

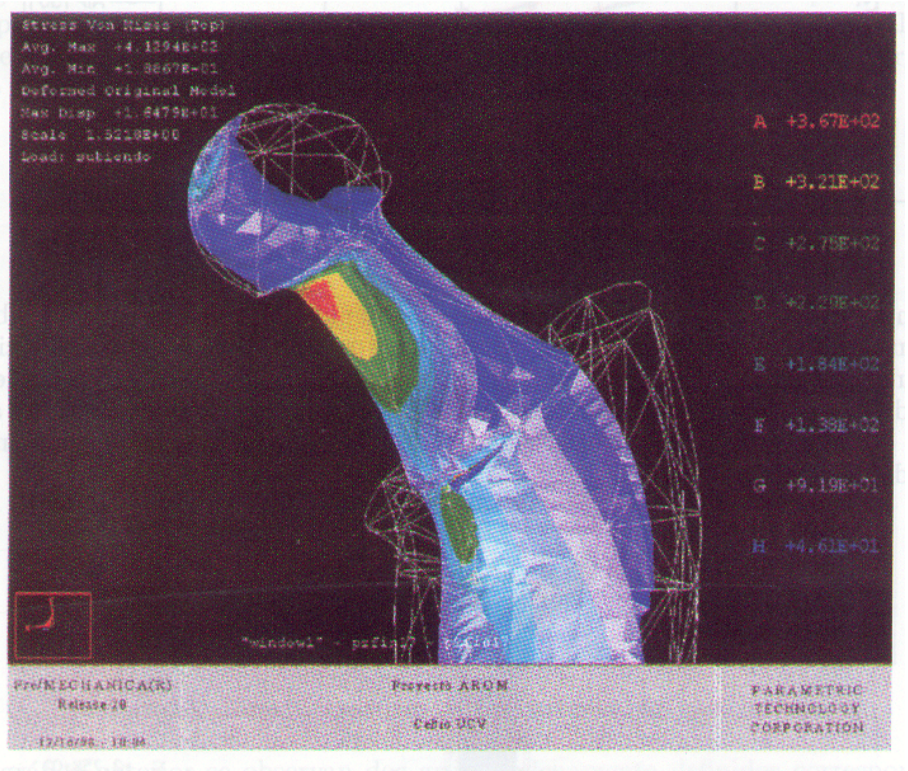

Figura 23. Detalle de esfuerzos de Von Mises en cuello de la prótesis: subiendo escaleras, $L = 130$ mm

Modelo propuesto con ranuras en zona distal de la prótesis

A continuación se propone una variante de la prótesis de Charnley, la cual consiste en abrir unas ranuras en la zona distal del vástago, a fin de disminuir los esfuerzos cortantes en las interfaces prótesis-cemento y hueso-cemento, como ilustra la Figura 24.

De los análisis realizados anteriormente se obtuvo una disminución considerable en los esfuerzos de corte en la zona distal y se asumió una longitud de vástago de 130 mm por haber presentado una buena distribución de esfuerzos. En estudios anteriores se ha concluido que la longitud del vástago no induce cambios drásticos en las magnitudes de los esfuerzos. Charnley propuso un vástago inicial corto debido a la capa de hueso esponjoso y limitado por la curvatura del hueso. Sin embargo, han existido y aún persisten los estudios y propuestas sobre cómo la longitud del vástago incide en el modelado óseo. La Figura 24 muestra los esfuerzos de von Mises en la prótesis con una ranura en la zona distal del vástago, mientras que la Figura 26 hace lo propio con dos ranuras.

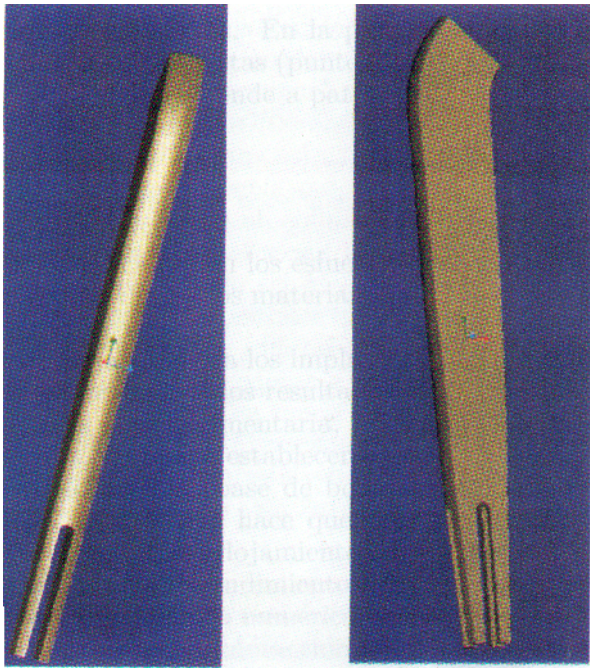

Figura 24. Modelo propuesto: una ranura y doble ranura en la zona distal del vástago

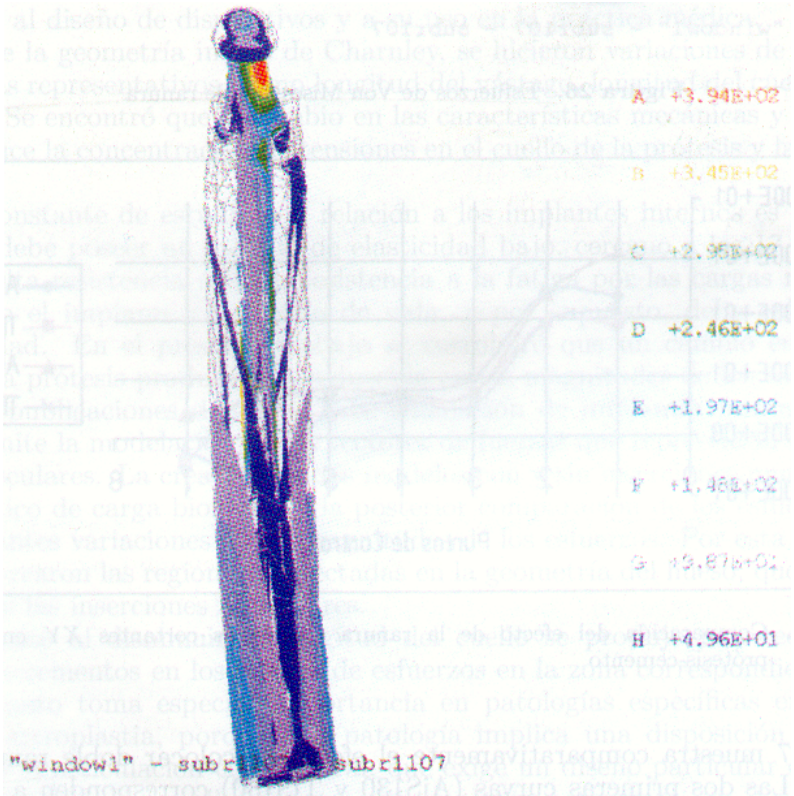

Figura 25. Esfuerzos de Von Mises: una ranura

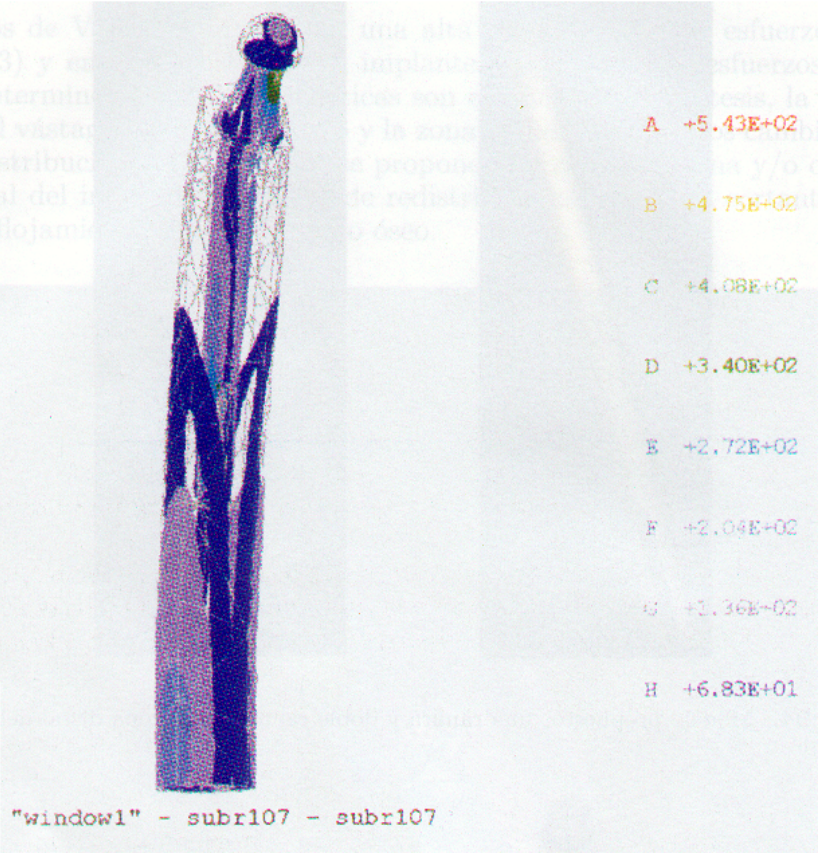

Figura 26. Esfuerzos de Von Mises: doble ranura

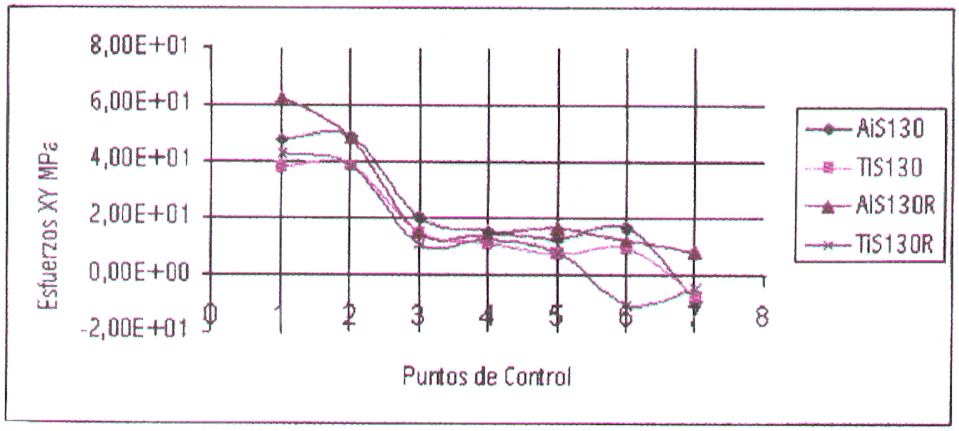

Figura 27. Comparación del efecto de la ranura: esfuerzos cortantes XY en interface prótesis-cemento

La Figura 27 muestra comparativamente el efecto de colocar doble ranura en la base de la prótesis. Las dos primeras curvas (AiS130 y TiS130) corresponden a un vástago de 130 mm en acero inoxidable y TiA1V, los dos sin ranuras. Las dos últimas corresponden a un vástago de la misma longitud en acero(AiS130R) y Ti6A14V (TiS130R) con doble ranura. La variación respecto a la magnitud no es muy alta (PZFIN17 Vs PZFIN25), pero

se aprecia una suavización en las curvas. En la primera parte de la curva se observa un comportamiento más homogéneo entre éstas (puntos 1-3) y es la zona donde se registran los mayores valores, es decir el modelo responde a patrones observados en otros modelos.

CONCLUSIONES

Este trabajo discute las variaciones en los esfuerzos internos que se producen cuando se varían las características geométricas y los materiales de las prótesis de cadera comúnmente utilizadas en la práctica médica.

La creación de una geometría similar a los implantes reales es de suma importancia para poder tener una mayor confiabilidad de los resultados obtenidos. En algunas publicaciones la simulación de la prótesis es muy rudimentaria, lo cual si bien da una ideal de las zonas de concentración de esfuerzos, no puede establecerse como un patrón de comparación para magnitudes pequeñas de deformación (base de bone remodeling). Este rango es de gran interés, puesto que es este valor el que hace que una célula ósea "decida" reabsorber o deponer hueso, fenómeno causante del aflojamiento del implante.

Con el desarrollo de equipos de alto rendimiento se han podido resolver de manera aproximada complejos problemas de simulación numérica, como los concernientes a la modelación y simulación de implantes internos. La interacción entre materiales creados por el hombre, como las superaleaciones, y los biomateriales, como el hueso, son de difícil entendimiento y por lo tanto de simulación. El MEF es una herramienta de gran valor para realizar análisis y diseño de dispositivos biomecánicos tales como implantes internos y prótesis externas. Una interpretación clara de los resultados es asimismo importante para obtener conclusiones útiles, relativas al diseño de dispositivos y a su uso en la práctica médica.

Partiendo de la geometría inicial de Charnley, se hicieron variaciones de los parámetros geométricos más representativos, como longitud del vástago, longitud del cuello y cambio en los materiales. Se encontró que el cambio en las características mecánicas y geométricas en el material reduce la concentración de tensiones en el cuello de la prótesis y la zona proximal del vástago.

Un punto constante de estudio con relación a los implantes internos es el material. El material ideal debe poseer un módulo de elasticidad bajo, cercano a los 17 Gpa que posee el hueso, una alta resistencia última, resistencia a la fatiga por las cargas repetidas a que estará sometido el implante en el ciclo de vida, y por supuesto, debe exhibir una total biocompatibilidad. En el presente trabajo se corroboró que un cambio en el módulo de elasticidad de la prótesis produce una reducción en las magnitudes de los esfuerzos.

En algunas publicaciones donde se hace simulación de implantes internos bajo cargas biológicas se omite la modelación de los vectores de fuerzas que representan la acción de las inserciones musculares. La creación de dos modelos con y sin inserciones musculares bajo el estado más crítico de carga biológico y la posterior comparación de los esfuerzos obtenidos mostró importantes variaciones en las magnitudes de los esfuerzos. Por esta razón en todos los modelos se crearon las regiones proyectadas en la geometría del hueso, que permite hacer la simulación de las inserciones musculares.

Específicamente al disminuir la longitud del cuello se produjo una redistribución de tensiones con incrementos en los valores de esfuerzos en la zona correspondiente a la región calcar. Este punto toma especial importancia en patologías específicas en las cuales se recomienda la artroplastia, porque una patología implica una disposición arquitectónica ósea distinta en la articulación coxofemoral, que exige un diseño particular de un implante con un ángulo en el eje del cuello distinto a un implante normal.

Los modelos propuestos poseen ranuras en la zona distal. El modelo con una sola ranura produce una reducción de 15 % en los esfuerzos cortantes en la zona distal y un vástago con dos ranuras produce una reducción del 20 % en los esfuerzos cortantes en esta misma zona.

Al comparar los efectos producidos en el cambio de la longitud de vástago de 107 mm del diseño original a 130 y 150 mm, no se encontraron variaciones importantes en las magnitudes de los esfuerzos, pero se observó que una longitud de 130 mm implica una distribución de esfuerzos más uniforme que una longitud de 107 mm.

Como se esperaba, se encontró una drástica variación en la magnitud de los esfuerzos en la interface prótesis-cemento y cemento-hueso, siendo mayor en la primera que en la segunda, debida a la gran diferencia entre los módulos de elasticidad de estos materiales. Se logró cuantificar el valor de esta variación. Al hacer las variaciones en la longitud del vástago, no se produjo una variación proporcional en las magnitudes de los esfuerzos, debido a que este cambio produce una variación en las secciones transversales del vástago y en la capa de cemento alrededor del implante. Esto implica que un diseño que requiera una longitud específica de vástago debe ser modelado y analizado de manera independiente teniendo en cuenta además la curvatura que posee el fémur en la diáfisis.

Los procesos de modelado óseo, los cuales están relacionados con las magnitudes de las deformaciones, son más fuertes en los materiales más rígidos. Esto corrobora la necesidad de un material con un módulo de elasticidad más cercano al del hueso.

AGRADECIMIENTOS

Los autores desean agradecer al Consejo de Desarrollo Científico y Humanístico (CDCH) de la Universidad Central de Venezuela por el financiamiento N^{circ} 08-3191-97, así como el Consejo Nacional de Investigaciones científicas y Tecnológicas (CONICIT) de Venezuela por el financiamiento N^{circ} S1-96001344, sin los cuales no hubiera sido posible llevar a cabo esta investigación.

REFERENCIAS

1 G. Barberi, "Analytical considerations of the mechanical stem-femur coupling", Acta Ortopaedica Belgica, Vol. **46**, N° 6, pp. 728–734, (1980).

2 G. Bergmann, F. Graichen y A. Rohlmann, "Is staircasse walking a risk for the fixation of hip implants", *J. Biomechanics*, Vol. **28**, N° 5, pp. 535–553, (1995a).

3 G. Bergmann, H. Kniggendorf, F. Graichen y A. Rohlmann, "Influence of shoes and heel strike on the loading of the hip joint", *J. Biomechanics*, Vol. **28**, N° 7, pp. 817–827, (1995b).

4 K.A. Bowsher, y C.L. Vaughan, "Effect of foot-progression angle on hip joint moments during gait", Technical Note, *J. Biomechanics*, Vol. **28**, N° 6, pp. 759–762, (1995).

5 R.A. Calandruccio, "*Cirugía ortopédica*", Ed. Médica Panamericana, pp. 1191–1478, (1998).

6 P.M. Calderale y C. Bignardi, "*Mechanical analysis of stem length in hip prostheses*", Ed. Adam Hilger, New York, (1988).

7 P.M. Calderale y C. Bignardi, "Biomechanics needs FEM", In "*The Finite Element Method in the 90s*", Samuelsson, Periaux y Oñate, (Eds.), Springer Verlag, Barcelona, (1991).

8 E.J. Cheal, M. Spector y W. Hayes, "Role of loads and prosthesis material properties on the mechanics of the proximal femur after total hip arthroplasty", *J. Orthopaedic Research*, Vol. **10**, pp. 405–422, (1992).

9 R.D. Crowninshield, R.A. Brand, R.C. Johnston y J.C. Milroy, "An analysis of femoral component stem design in total hip arthroplasty", *J. of Bone and Joint Surgery*, Vol. **62-A**, pp. 68–78, (1980).

10 J.D. Currey, "The mechanical properties of bone", *Clinical Orthopaedics and Related Research*, Vol. **73**, pp. 210–231, (1970).

11 E. Ebramzadeh, A. Sarmiento, H.A. McKellop, A. Llinas y W. Gogan, "The cement mantle in total hip arthroplasty. Analysis of long-term radiographic results", *J. Bone and Joint Surgery*, Vol. **76-A**, pp. 77–87, (1994).

12 J.L. Feretti, "Noninvasive assessment of bone architecture and biomechanical properties in animals and humans employing pQCT technology", *J. Jpn. Soc. Bone Morphom*, Vol. **7**, pp. 115–125, (1997).

13 Y.C. Fung, "*Biomechanics: motion, flow, stress and growth*", Springer Verlag, New York, (1990).

14 K.L. Garvin y A.D. Hanssen, "Infection after total hip arthroplasty, past, present and future; current, concepts review", *J. Bone and Joint Surgery*, Vol. **77-A**, pp. 1576–1588, (1995).

15 S. Goodman, G. Knoblich y L. Lidgren, "Tissue ingrowth and differentiation in the bone-haverst chamber in the presence of cobalt-chromium-alloy and high-density-polyethylene particles", *J. Bone and Joint Surgery*, Vol. **77-A**, N° 7, pp. 1025–1035, (1995).

16 L.I. Havelin, B. Espechaug, S.E. Vollset y L.B. Engesaeter, "The effect of the type of cement on early revision of Charnley total hip prostheses. A review of eight thousand five hundred an seventy-nine primary arthroplasties from the Norwegian arthroplasty Register", *J. Bone and Joint Surg*, Vol. **77-10**, pp. 1543–1550, (1995).

17 W.C. Head, "Titanium as the material of choise for cementless femoral components in total hip arthroplasty", *Clinical Orthopaedics and Related Research*, Vol. **311**, pp. 85–90, (1995).

18 R. Huiskes, J.D. Janssen y T. Stooff, "Finite element analysis for artificial joint fixation problems in orthopaedics' *Finite Element in Biomechanics*, pp. 313–339, (1992).

19 H.A. Jacob y A. Huggler, "An investigation into biomechanical causes of prosthesis stem loosening within the proximal end of the human femur", *J. Biomechanics*, Vol. **13**, pp. 159–173, (1994).

20 I.A. Kapandji, "*Cuadernos de fisiología articular*", Toray & Masson, Barcelona, (1980).

21 I.V. Knets, "Mechanical biological tissues", *R. Polymer Mechanics*, translation of *Mekhanika Polimerov*, Vol. **13**, pp. 434–440, (1978).

22 S.P.G. Madabhushi, A.S. Usmani, D.R. Fairbairn y M. Rajalakshmi, "Finite elements analyses of impacted allografts for total hip arthroplasty", in "*Simulation Modelling in Bioengineering*", Cerrolaza, Jugo y Breffia, (Eds.), CMP, UK, (1996).

23 Z. Maldonado, J. Bendayán y M. Cerrolaza, "Finite element analysis of geometric parameter variations of cemented Charnley hip prostheses", *Second Panamerican Workshop on Applied and Computational Mathematics*, Vol. **I**, Gramado, Brazil, (1997).

24 Z. Maldonado, J. Bendayán y M. Cerrolaza, "Finite element analysis of hip prostheses and design of fixation devices for fractures in human femurs", in "*Simulation Modelling in Bioengineering*", M. Cerrolaza, Jugo and Brebbia, (Eds.), CMP, UK, (1996).

25 K.A. Mann, D.L. Bartel, T.M. Wright y H. Burstein, "Coulomb frictional interfaces in modeling cemented total hip replacements: A more realistic model", *J. Biomechanics*, Vol. **28**, pp. 1067–1078, (1995).

26 Metasul, "*CD Rom información técnica del proceso de manufacturación*", (1997).

27 J. McLaurin y W. Harris, "Revision of the femoral component of a total hip arthroplasty with the calcar-replacement femoral component. Results after a mean of 10.8 years postoperatively", *J. Bone and Joint Surgery*, Vol. **78-A**, N° 3, pp. 331–338, (1996).

28 E. Morscher, R. Mathys y H.R. Henche, "*Isolelastic endoprosthesis: A new concept in artificial joint replacement. Advances in artificial joint replacement*", M. Schaldach, D. Hohmann, R. Thull (Eds.), Springer Verlag, New York, (1976).

29 M. Müller, "The benefits of metal-on-metal total hip replacements", *Clinical Orthopaedics and Related Research*, Vol. **311**, pp. 54–59, (1996).

30 R.S. Namba, J.H. Keyak, A. Kim y L.S. Vu, "Cementless implant composition and femoral stress", *Clinical Orthopaedics and Related Research*, Vol. **347**, pp. 261–267, (1998).

31 T.L. Norman, V.C. Saligrama, K.T. Hustosky, T.A. Gruen y J.D. Blaha, "Axisymmetric finite element analysis of a debonded total hip stem with an unsupported distal tip", *J. Biomedical Engng.*, Vol. **118**, pp. 399–404, (1996).

32 Pro/Engineer, "*Users Manual*", Ver. 20, Parametric Technology Corporation, USA, (1998).

33 Pro/Mechanica, "*Users manual*", Ver. 20, Parametric Technology Corporation, USA, (1988).

34 D.T. Reilly y A.H. Burstein, "The elastic and ultimate properties of compact bone tissue", *J. Biomechanical Engng.*, Vol. **8**, pp. 393–405, (1975).

35 B. Rietbergen, H. Weinans, R. Huiskes y A. Odgaard, "New method to determinate trabecular bone elastic properties and loading using micromechanical finite-element models", *J. Biomechanics*, Vol. **28**, pp. 69–81, (1995).

36 R.M. Rose, H.J. Nusbaum, H. Schneider *et al.*, "On the true wear rate of UHMWPE in the total hip prostheses", *J. Bone and Joint Surgery* , Vol. **62-A**, pp. 537–549, (1980).

37 A. Rotem, "Effect of implant material properties on the performance of a hip joint replacement", *J. Medical Engng. and Technology*, Vol. **18**, pp. 208–217, (1994).

38 K.R. Schulte, J.J. Callaghan, S.S. Kelley y R.C. Johnston, "The outcome of Charnley total hip arthroplasty with cement after a minimum twenty-year follow-up. The results of one surgeon", *J. Bone and Joint Surgery*, Vol. **75-A**, N° 7, pp. 961–975, (1993).

39 P. Soden, "Problems in analysing and predicting mechanical behavior of tissue", *Medical Engineering*, Vol. **8**, pp. 46–52, (1976).

40 N.L. Svensson, S. Valliapan y R.D. Woods, "Stress analysis of human femur with implanted Charnley prosthesis", *J. Biomechanics*, Vol. **10**, pp. 581–588, (1977).

41 K.E. Tanner, A. Yettram, M. Loeffler, W. Goodier, M. Freeman y W. Bonfield, "Is stem length important in uncemented endoprostheses", *Med. Eng. Phy.*, Vol. **17**, pp.291–296, (1995).