



UNIVERSITAT DE  
BARCELONA

## Estudio mediante elementos finitos de prótesis tumorales de rodilla en niños y adolescentes

Ferran Torner Rubies

**ADVERTIMENT.** La consulta d'aquesta tesi queda condicionada a l'acceptació de les següents condicions d'ús: La difusió d'aquesta tesi per mitjà del servei TDX ([www.tdx.cat](http://www.tdx.cat)) i a través del Dipòsit Digital de la UB ([diposit.ub.edu](http://diposit.ub.edu)) ha estat autoritzada pels titulars dels drets de propietat intel·lectual únicament per a usos privats emmarcats en activitats d'investigació i docència. No s'autoritza la seva reproducció amb finalitats de lucre ni la seva difusió i posada a disposició des d'un lloc aliè al servei TDX ni al Dipòsit Digital de la UB. No s'autoritza la presentació del seu contingut en una finestra o marc aliè a TDX o al Dipòsit Digital de la UB (framing). Aquesta reserva de drets afecta tant al resum de presentació de la tesi com als seus continguts. En la utilització o cita de parts de la tesi és obligat indicar el nom de la persona autora.

**ADVERTENCIA.** La consulta de esta tesis queda condicionada a la aceptación de las siguientes condiciones de uso: La difusión de esta tesis por medio del servicio TDR ([www.tdx.cat](http://www.tdx.cat)) y a través del Repositorio Digital de la UB ([diposit.ub.edu](http://diposit.ub.edu)) ha sido autorizada por los titulares de los derechos de propiedad intelectual únicamente para usos privados enmarcados en actividades de investigación y docencia. No se autoriza su reproducción con finalidades de lucro ni su difusión y puesta a disposición desde un sitio ajeno al servicio TDR o al Repositorio Digital de la UB. No se autoriza la presentación de su contenido en una ventana o marco ajeno a TDR o al Repositorio Digital de la UB (framing). Esta reserva de derechos afecta tanto al resumen de presentación de la tesis como a sus contenidos. En la utilización o cita de partes de la tesis es obligado indicar el nombre de la persona autora.

**WARNING.** On having consulted this thesis you're accepting the following use conditions: Spreading this thesis by the TDX ([www.tdx.cat](http://www.tdx.cat)) service and by the UB Digital Repository ([diposit.ub.edu](http://diposit.ub.edu)) has been authorized by the titular of the intellectual property rights only for private uses placed in investigation and teaching activities. Reproduction with lucrative aims is not authorized nor its spreading and availability from a site foreign to the TDX service or to the UB Digital Repository. Introducing its content in a window or frame foreign to the TDX service or to the UB Digital Repository is not authorized (framing). Those rights affect to the presentation summary of the thesis as well as to its contents. In the using or citation of parts of the thesis it's obliged to indicate the name of the author.

UNIVERSIDAD DE BARCELONA  
FACULTAD DE MEDICINA



**ESTUDIO MEDIANTE ELEMENTOS FINITOS DE  
PROTESIS TUMORALES DE RODILLA EN NIÑOS  
Y ADOLESCENTES**

**TESIS DOCTORAL**

**FERRAN TORNER RUBIES**

Licenciado en Medicina y Cirugía por la Universitat Autònoma de  
Barcelona

Especialista en Cirugía Ortopédica y Traumatología

Directores de la tesis: **Dr. ROSENDO ULLOT FONT**  
**Dr. JOSEP M<sup>a</sup> SEGUR VILALTA**

**2015**



Los Doctores **JOSEP M<sup>a</sup> SEGUR VILALTA** y **ROSENDO ULLOT FONT**, informan que la Tesis Doctoral titulada "ESTUDIO MEDIANTE ELEMENTOS FINITOS DE PRÓTESIS TUMORALES DE RODILLA EN NIÑOS Y ADOLESCENTES" que presenta **D. FERRAN TORNER RUBIES** y realizada bajo su dirección, tiene las exigencias metodológicas y científicas para ser presentada en el Tribunal legalmente constituido.

Josep M<sup>a</sup> Segur Vilalta

Rosendo Ullot Font

Barcelona, Octubre de 2015



## DEDICATORIA

*A mis padres **Lluís** y **Montserrat** que siempre me apoyaron para lograr mis objetivos, por estar a mi lado y darme fuerzas cuando las necesité, con todo mi cariño.*

*A mi esposa **Gemma**, por su empeño en ver esta Tesis finalizada. Gracias por estar siempre a mi lado y compartirlo todo conmigo.*

*A nuestro hijo **Ferran** que nos llena de felicidad y nos da la fuerza necesaria para seguir luchando en la vida.*



## AGRADECIMIENTOS

Quiero con estas líneas expresar mi agradecimiento a todas las personas e instituciones que, de una forma directa o indirecta, han colaborado en la realización de esta Tesis Doctoral. He tenido la inmensa suerte de contar con el apoyo de personas de gran profesionalidad y calidad humana.

A los **Dres. Josep M<sup>a</sup> Segur Vilalta y Rosendo Ullot Font**, directores de esta Tesis, agradecer sinceramente su dedicación y orientación, lo que me ha permitido ampliar mis conocimientos en la metodología científica, haciendo de este un trabajo riguroso.

Al **Prof. José Juan Fernández Martínez**, jefe del Servicio de Cirugía Ortopédica y Traumatología del Hospital Universitari Arnau de Vilanova de Lleida durante mis años de residencia, y Profesor titular de Traumatología y Ortopedia de la Universitat de Lleida, impulsor original de este trabajo, al que guardo un sincero aprecio por los valiosos conocimientos que supo transmitirme.

Al **Prof. Jesús Fuentelsaz Gallego**, profesor titular del Departamento de ingeniería mecánica de la Universidad de Zaragoza, por instruirme en biomecánica y aportar sus conocimientos a este trabajo, sin los cuales no hubiera sido posible su realización.

Al **Prof. Santiago Suso Vergara**, Profesor Titular de Cirugía Ortopédica y Traumatología de la Universitat de Barcelona por darme su confianza y abrirme las puertas a la docencia universitaria.



Al **Dr. Ramón Huguet Carol**, anterior jefe de Servicio de Cirugía Ortopédica y Traumatología del Hospital Universitari Sant Joan de Déu de Barcelona, por sus enseñanzas en cirugía ortopédica oncológica, haciendo de ella mi profesión.

Al **Dr. Gorka Knorr Gimenez**, actual jefe de Servicio de Cirugía Ortopédica y Traumatología del Hospital Universitari Sant Joan de Déu de Barcelona, por confiar en mí y apoyarme en mis proyectos.

A todos mis compañeros del Servicio de Cirugía Ortopédica y Traumatología del Hospital Universitari Sant Joan de Déu de Barcelona, con los que comparto experiencias y aprendo cada día, en especial a los que me apoyaron en este trabajo. Al **Dr. Santiago Cepero Campà**, quien me animó a continuarlo y hacer posible que viera la luz. A la **Dra. Lydia De Sena De Cabo** por su constante apoyo profesional y su amistad, demostrada a lo largo de estos años. A los **Dres. Pedro Domenech Fernandez y Francisco Soldado Carrera**, por sus aportaciones metodológicas.

A todo el personal de los servicios de Ortopedia, Oncología, Radiología, Anatomía Patológica y Rehabilitación del Hospital Universitari Sant Joan de Déu de Barcelona cuya relación sería muy larga de enumerar, pero cuya aportación es necesario resaltar. Entre otros, Al **Dr. Jordi Muchart López**, miembro del Servicio de Diagnóstico por la imagen del Hospital Universitari Sant Joan de Déu de Barcelona por su por su colaboración activa, desinteresada y entusiasta en este trabajo.

A todos los pacientes oncológicos tratados en el Servicio de Ortopedia y Traumatología del Hospital Sant Joan de Déu de Barcelona y a sus padres, por depositar en mí su confianza en los momentos más duros y difíciles de sus vidas.

## ÍNDICE:

### I.- INTRODUCCIÓN

1.1.- ANTECEDENTES SOBRE PRÓTESIS DE RODILLA .....	17
1.1.1.- Evolución histórica de las prótesis de rodilla .....	17
1.1.2.- Megaprótesis tumorales para artroplastias de rodilla en niños y jóvenes... 19	
1.1.3.- Clasificación de las prótesis de rodilla .....	23
1.1.3.1.- Prótesis en charnela o prótesis constreñidas.....	24
1.1.3.2.- Prótesis constreñidas con pivote central.....	24
1.1.3.3.- Prótesis no constreñidas de deslizamiento .....	25
1.1.3.4.- Prótesis semi-constreñidas .....	25
1.1.4.- Prótesis de rodilla y sistemas de fijación ósea.....	27
1.2.- ANTECEDENTES SOBRE ELEMENTOS FINITOS .....	29
1.2.1.- Consideraciones generales sobre elementos finitos.....	29
1.2.2.- Antecedentes históricos sobre elementos finitos .....	31

### II.- JUSTIFICACIÓN DEL TRABAJO

2.- JUSTIFICACIÓN DEL TRABAJO.....	37
------------------------------------	----

### III.- HIPOTESIS DE TRABAJO Y OBJETIVOS

3.1.- <i>HIPÓTESIS DE TRABAJO</i> .....	41
3.2.- <i>OBJETIVOS DE LA TESIS</i> .....	41
<b>IV. - MATERIAL Y MÉTODOS</b>	
4.1.- <i>ESTUDIO EXPERIMENTAL</i> .....	45
4.1.1.- Material .....	45
4.1.1.1.- Prótesis total de rodilla y propiedades biomecánicas .....	45
4.1.1.2.- Tomografías óseas y propiedades biomecánicas del hueso.....	47
4.1.1.3.- Equipo informático .....	49
4.1.2.- Método .....	49
4.1.2.1.- Introducción .....	49
4.1.2.2.- Desarrollo del estudio mediante elementos finitos .....	50
4.1.2.3.-Modelizacion geométrica y análisis de la prótesis y del conjunto prótesis-huesos .....	51
4.2.- <i>ESTUDIO CLINICO</i> .....	55
4.2.1.- Material .....	55
4.2.1.1.- Población de estudio .....	55
4.2.1.2.- Fuentes de información.....	55
4.2.1.3.- Estudio protésico mediante tomografía computerizada .....	56
4.2.1.4.- Estudio protésico mediante gammagrafía ósea .....	56
4.2.1.5.- Modelos protésicos de rodilla tumoral utilizados .....	57

4.2.2.- Método.....	61
4.2.2.1.- Valoración preoperatoria de pacientes .....	61
4.2.2.2.- Valoración postoperatoria de pacientes.....	62
4.2.2.3.- Planificación quirúrgica.....	65
4.2.2.3.1.- Elección del modelo protésico implantar .....	68
4.2.2.4.- Técnica quirúrgica.....	69
4.2.2.5.- Protocolo post-operatorio.....	77
4.2.2.5.1.- Cuidados de la Herida .....	77
4.2.2.5.2.- Pauta de rehabilitación .....	78
4.2.2.6.- Estudios de imagen.....	80
4.2.2.6.1.- Parámetros de estudio mediante tomografía computerizada ....	80
4.2.2.6.2.- Parámetros de estudio mediante gammagrafía ósea.....	86
4.3.- <i>ASPECTOS ÉTICOS DEL ESTUDIO</i> .....	87
<b>V. - RESULTADOS</b>	
5.1.- <i>ESTUDIO EXPERIMENTAL</i> .....	91
5.1.1.- Modelización geométrica de la prótesis .....	91
5.1.2.- Análisis estático-resistentes.....	94
5.1.2.1.- Análisis estáticos de la prótesis completa .....	94
5.1.3.- Análisis mediante elementos finitos del conjunto articular rodilla- prótesis .....	101

5.1.3.1.- Análisis cinemático del conjunto .....	101
5.1.3.2.- Análisis estáticos de la articulación con la prótesis centrada en el canal medular.....	115
5.1.3.2.1.- Análisis estático de los elementos articulares con la prótesis centrada en el canal medular .....	123
5.1.3.3.- Análisis de la articulación con el componente superior de la prótesis descentrado en el canal medular .....	136
5.1.3.3.1.- Análisis cinemático del conjunto .....	137
5.1.3.3.2.- Análisis estáticos de la articulación con la prótesis descentrada en el canal medular .....	137
5.2- <i>ESTUDIO CLINICO</i> .....	148
5.2.1.- Datos epidemiológicos generales .....	148
5.2.2.- Datos clínicos evolutivos postoperatorios.....	152
5.2.3.- Datos de imagen radiológica obtenidos por tomografía computerizada ..	157
5.2.4.- Datos gammagráficos postoperatorios .....	176
5.2.5.- Tablas de contingencia. Contraste de hipótesis.....	177
<b>VI. – DISCUSIÓN</b>	
6.1.- <i>DISCUSIÓN DEL ESTUDIO EXPERIMENTAL</i> .....	187
6.2.- <i>DISCUSIÓN DEL ESTUDIO CLÍNICO</i> .....	199
6.2.1.- Discusión sobre las variables epidemiológicas .....	200

6.2.2.- Discusión sobre las variables clínicas y de función articular .....	203
6.2.3.- Discusión sobre las variables de estudios por imagen.....	209
<b>VII. - CONCLUSIONES</b>	
7.- <i>CONCLUSIONES</i> .....	215
<b>VIII. - BIBLIOGRAFÍA</b>	
8.- BIBLIOGRAFÍA.....	219
<b>IX. - ANEXOS</b>	
9.1.- <i>INFORME DEL COMITÉ ÉTICO DE INVESTIGACIÓN CLÍNICA</i> .....	239
9.2.- <i>PUBLICACIONES GENERADAS</i> .....	241



# **I.- INTRODUCCIÓN**





### **1.1.- ANTECEDENTES SOBRE PRÓTESIS DE RODILLA**

#### ***1.1.1.- EVOLUCIÓN HISTÓRICA DE LAS PRÓTESIS DE RODILLA***

Desde tiempos muy remotos, nuestros antepasados, buscaron ya la forma de substituir parcialmente una extremidad inferior dañada con el objetivo de reponer y facilitar la marcha del individuo, como lo demuestra el hallazgo arqueológico de un esqueleto de mujer con un pie artificial, correspondiente a un pie de cabra adaptado, y que cronológicamente fue situado hacia el año 2300 a.C.<sup>1</sup>

Con la evolución de los conocimientos científicos, anatómicos y médico-quirúrgicos del ser humano, aparecieron las artroplastias de rodilla, como una forma de sustitución de una articulación de rodilla dañada.

Según refiere Guyton<sup>2</sup>, se considera a Ferguson, como el primer comunicante de una resección de rodilla en 1861 en un caso de artritis, sin embargo, se describe a Verneuil como el autor de la primera artroplastia de interposición en 1863 utilizando un colgajo de capsula articular para impedir la fusión de las superficies articulares.

Al multiplicarse los intentos de sustitución articular de la rodilla, aparecen también los primeros intentos de artroplastia protésica de la rodilla, que se atribuyen a Gluck en 1890<sup>3</sup>. No es sin embargo hasta los alrededores del año 1960, cuando aparecen los primeros resultados clínicos esperanzadores.

Guyton<sup>2</sup> cita como Campbell y Boyd en 1940 y posteriormente Smith-Petersen en 1942, ensayaron la hemiarthroplastia con molde de la rodilla, consistente en moldes metálicos ajustados a los cóndilos femorales. Según el mismo autor, McKeever y MacIntosh realizaron de forma similar, hemiarthroplastias tibiales. Estas técnicas fueron

abandonadas al persistir el dolor originado en la superficie articular no recambiada.

Hacia los años 50, Walldius<sup>4</sup> (1951) y Schiers<sup>5</sup> (1954) entre otros, y posteriormente el grupo francés Guepar<sup>6,7</sup> (1970), crearon implantes en bisagra fijados mediante tallos endomedulares. Estos modelos protésicos, se caracterizaban por reemplazar las dos superficies articulares y dar estabilidad a la articulación mediante la bisagra.

Estas prótesis, también conocidas como prótesis en charnela, se basaban en el principio de “eje-charnela”, es decir, que solamente permitían el movimiento de flexión y extensión alrededor de un eje transversal, y no conseguían reproducir los complejos movimientos de la rodilla. Esta limitación funcional y las consecuencias negativas de la fricción metal-metal de sus componentes hicieron que las complicaciones de estos modelos fueran en general importantes. Aparecieron fracturas por fatiga de los vástagos diafisarios y descementaciones, así como unas tasas de infección elevadas favorecidas por la situación superficial de la articulación, las complicaciones cutáneas derivadas de ciertas vías de abordaje y el tamaño voluminoso de los implantes<sup>8</sup>.

En 1965 surgen las conocidas como prótesis de deslizamiento, caracterizadas por la ausencia de sistemas de unión entre sus componentes femoral y tibial y poseer los mismos grados de libertad que una rodilla normal. Consistían en piezas fijadas a cada uno de los cóndilos y de los platillos tibiales respetando los ligamentos cruzados (cuatro piezas en total) y requerían un aparato capsuloligamentoso intacto (prótesis policéntricas).

Estas prótesis fueron abandonadas por la dificultad de colocación de los cuatro elementos, sin embargo, la sustitución unicompartimental con la utilización de dos piezas, sigue practicándose en nuestros días.

Según Bonnel<sup>9</sup> en 1969 con Gunston, cambia la visión existente sobre la concepción protésica, al incorporar a la rodilla la idea de “baja fricción”, reemplazando el componente condíleo por un componente metálico, y el tibial por uno de polietileno.

La etapa, más moderna, la constituye el diseño de prótesis bicompartimentales, de dos elementos tibial y femoral, sin medio de unión entre ambos, congruentes, y que aseguran una estabilidad antero-posterior que permite prescindir de los ligamentos cruzados. Esta etapa fue iniciada por Freeman<sup>10</sup> en 1970.

En el año 1972 el equipo del Brigham Hospital<sup>11</sup> resuelven el problema de la subluxación posterior en flexión, creando un implante que permite la conservación del ligamento cruzado posterior, asemejando a la biomecánica normal de la rodilla.

En el año 1982 Insall y Burnstein<sup>12</sup> introducen el pivote central en el componente tibial que evita tanto la subluxación posterior en flexión como la tendencia a la luxación anterior.

Finalmente, algunos autores<sup>13</sup> escogen un camino intermedio, diseñando una charnela rotatoria, en la que la estabilidad de la rodilla protésica se obtiene mediante un “pivote” charnela rotatorio dejando la estabilidad de la rodilla en su mayor parte a la artroplastia.

### ***1.1.2.- MEGAPRÓTESIS TUMORALES PARA ARTROPLASTIAS DE RODILLA EN NIÑOS Y JÓVENES***

A pesar de considerar la artroplastia con reemplazo total de rodilla un proceso reservado a las personas de edad avanzada con problemas articulares degenerativos severos, en algunas ocasiones de consideración

excepcional y tras descartar otras posibilidades de tratamiento puede realizarse una cirugía protésica de rodilla en niños y adolescentes.

Las artroplastias totales de rodilla en niños se realizarán solamente cuando no exista un tratamiento alternativo puesto que deberá considerarse las posibles complicaciones de la cirugía y la necesidad de un recambio protésico futuro.

Entre las razones que pueden justificar el reemplazo total de rodilla con una prótesis articular en pacientes de corta edad se halla una enfermedad degenerativa severa que destruya la articulación como la artritis reumatoide juvenil<sup>14</sup> o los tumores óseos malignos<sup>15</sup> con afectación articular.

Considerando que el reemplazo total de rodilla puede ser una solución no definitiva para los problemas de rodilla en los niños, esta deberá ser la última opción terapéutica posible una vez descartadas otras posibilidades. En todas las artroplastias de rodilla, el cirujano deberá además considerar la edad del paciente y el potencial crecimiento residual para seleccionar el modelo protésico más adecuado a cada caso, minimizando la discrepancia final de longitud entre ambas extremidades inferiores.

En la mayoría de los casos, la artroplastia total de rodilla protésica en un niño evoluciona con una desaparición muy significativa del dolor por la desaparición de la causa que lo originaba. Sin embargo, y especialmente considerando las severas enfermedades que acompañan a estos niños, existe un largo periodo de recuperación en el cual el paciente requerirá de tratamiento rehabilitador hasta recuperar el uso completo de su extremidad.

Los sarcomas óseos primarios en los niños y pacientes adolescentes se localizan habitualmente alrededor de la rodilla, en el fémur distal y la tibia proximal<sup>16</sup>. En estas localizaciones, a nivel metafisoepifisario hallamos en pacientes inmaduros cartílagos epifisarios que contribuyen aproximadamente en un 35% y un 30% para el fémur y la tibia

respectivamente en el crecimiento óseo de la extremidad inferior<sup>16</sup><sup>17</sup>. Los cartílagos de crecimiento alrededor de la rodilla son los más activos, siendo responsables de un 65% del crecimiento<sup>18</sup>

Estudiando el crecimiento óseo del fémur y de la tibia de forma independiente, se considera que el fémur crece en un 70% por su físis distal y un 30% a nivel proximal. La tibia por su parte, crece un 55% por su físis proximal y un 45% por su físis distal<sup>19,20,21</sup>

Como consecuencia de la resección fisaria en niños esqueléticamente inmaduros, obtendremos con el crecimiento una discrepancia de longitud entre ambas extremidades inferiores al alcanzar la madurez esquelética. La disimetría de extremidades inferiores podrá tener como consecuencia alteraciones cosméticas, funcionales y la presencia de una oblicuidad pélvica secundaria.

Antes de 1970s la amputación era el principal tratamiento y el de elección para la patología tumoral ósea maligna. Desde entonces, los avances en el tratamiento médico, en las técnicas de imagen, en los procedimientos quirúrgicos y en la ingeniería biomédica han revolucionado las posibilidades de tratamiento quirúrgico de los sarcomas óseos, mejorando las tasas de supervivencia. Actualmente la cirugía de salvamento de extremidades en niños y adolescentes con cáncer óseo es el tratamiento electivo en la mayoría de los casos, representando cerca del 85% de las cirugías por patología tumoral ósea maligna primaria<sup>17</sup>.

Entre las posibilidades de tratamiento quirúrgicas actualmente utilizadas y en función específica de cada caso podemos reconstruir la extremidad utilizando aloinjertos de banco de huesos, transferencias de huesos vascularizados del propio paciente, el transporte óseo o la utilización de megaprótesis tumorales.

La reconstrucción de extremidades tras cirugía de resección tumoral con megaprótesis apareció a partir de 1970. Las megaprótesis tumorales,

habitualmente diseñadas para pacientes adultos, pueden ser utilizadas en el tratamiento de pacientes jóvenes esqueléticamente maduros o muy próximos a la madurez esquelética.

Existen en la actualidad diferentes modelos comercializados de megaprótesis tumorales específicas para niños esqueléticamente inmaduros con un potencial de crecimiento óseo elevado.

Los primeros modelos de prótesis tumorales de crecimiento o extensibles aparecieron al final de los años 70 y principios de los 80. Estos modelos protésicos eran invasivos requiriendo de revisiones quirúrgicas de la prótesis para proceder a su elongación. En 1983 aparece la prótesis extensible de Lewis<sup>22</sup> dotada de un vástago fijo y un mecanismo roscado de extensión que expandía la prótesis. Esta prótesis y los modelos sucesivos de megaprótesis extensibles se elongaban mediante un mecanismo mínimamente invasivo pero seguía requiriendo de un procedimiento quirúrgico abierto apareciendo sucesivamente diferentes modelos como la prótesis extensible de Kotz<sup>23,24,25</sup> Estos modelos con sus innovaciones técnicas se sucedieron durante los años 90 con las prótesis diseñadas por Biomet corporation o Stanmore implants.

Una tercera generación de megaprótesis extensibles fueron diseñadas con mecanismos no invasivos. En estos innovadores modelos los alargamientos de la prótesis no requería de procedimientos quirúrgicos abiertos, eliminando los riesgos y complicaciones derivados de cirugías abiertas repetitivas. En 1984 aparece el modelo conocido como Repiphysis® noninvasive expandable prosthesis<sup>26,27,28</sup> (Wright Medical Technology, Inc, Arlington, Tennessee), originalmente conocido como Phenix® Prosthesis<sup>29,30</sup> (Phenix Medical, Paris, France). La prótesis consistía en un sistema compuesto por dos cilindros y un muelle comprimido en su interior. La expansión de la prótesis se realizaba a través de la exposición a un campo electromagnético externo. Otro modelo, The Stanmore® noninvasive expandable prosthesis<sup>31,32</sup> (Stanmore Implants) utilizaba un sistema eléctrico para producir un

campo magnético que producía la extensión del implante. Finalmente en 2005 aparece la prótesis expansible MUTARS BioXpand® prosthesis<sup>15</sup> (Implantcast, Buxtehude, Germany). El modelo Xpand incorporaba un sistema de alargamiento de clavo endomedular como parte modular de la prótesis. El alargamiento se llevaba a cabo mediante un sistema de transmisión de alta frecuencia desde fuera de la piel. La porción articular de la prótesis no difería de los modelos convencionales de prótesis tumorales. Al finalizar el crecimiento, la prótesis extensible puede ser reemplazada por un modelo de prótesis tumoral para adultos tipo MUTARS®. Esta tercera generación de prótesis de crecimiento o extensibles con mecanismos de expansión no invasivos, ha mostrado resultados preliminares esperanzadores en oposición a los primeros modelos que requerían de cirugías invasivas con elevados riesgos de complicaciones para la artroplastia, como infección, rigidez o lesión de partes blandas. Estos últimos modelos están actualmente en uso en aquellas unidades especializadas en cirugía oncológica ortopédica pediátrica. A pesar de estos primeros resultados favorables, se requiere un mayor seguimiento en el tiempo y un mayor número de artroplastias realizadas para poder obtener unas conclusiones sólidas sobre su función.

### ***1.1.3.- CLASIFICACIÓN DE LAS PRÓTESIS DE RODILLA***

La clasificación de las prótesis de rodilla, puede realizarse según tres parámetros :

- 1.- por las características mecánicas de la prótesis
- 2.- por la naturaleza de sus materiales
- 3.- por los medios de fijación de los elementos protésicos.

Aunque las primeras referencias sobre artroplastias protésicas de rodilla datan de 1890, es en realidad a partir de 1950 cuando se observa



un claro progreso en el interés y en la concepción de las prótesis de rodilla, consolidándose definitivamente esta cirugía a partir de 1970, Clásicamente, distinguimos los siguientes tipos de prótesis:

-Prótesis de sujeción o estabilización: en ellas toda la estabilidad de la rodilla viene dada por la prótesis.

-Prótesis de semisujeción o semiestabilización: en ellas sólo una parte de la estabilidad es de origen protésico.

-Prótesis de no sujeción o no estabilizadas: en ellas la estabilidad sigue dependiendo totalmente de los ligamentos de la rodilla.

### ***1.1.3.1.-Prótesis en charnela o prótesis constreñidas:***

Son prótesis de sujeción o estabilización. Estas prótesis permiten solamente los movimientos de flexión y extensión alrededor de un eje transversal. La prótesis debe asegurar por sí misma toda la estabilidad de la rodilla cuando las estructuras capsuloligamentosas se encuentran debilitadas o son inexistentes.

Las prótesis más representativas de este grupo fueron la prótesis de Walldius<sup>4</sup> (1951), la prótesis de Shiers<sup>5</sup> (1954) y los modelos del Grupo GUEPAR<sup>6</sup> (1970).

Estas prótesis se hallaban dotadas de un largo tallo centromedular como modo de fijación óseo con los inconvenientes que ello puede ocasionar en caso de artroplastias primarias. Sus indicaciones son escasas por lo que estas prótesis fueron progresivamente abandonadas pero aparecieron modelos basados en su concepción como las modernas prótesis tumorales.

### ***1.1.3.2.-Prótesis constreñidas con pivote central:***

Con estos modelos protésicos se añadían a las anteriores prótesis en charnela unos grados de movilidad en rotación y desplazamiento en varo-valgo.

Modelos representantes de este grupo fueron la prótesis GSB<sup>33</sup> y la de Sheehan<sup>34</sup> en 1972; la prótesis de Attenborough<sup>35</sup>, la esferocéntrica<sup>36</sup> y

la prótesis Total Condylar III<sup>37</sup> (de elección en casos de revisión o de importante inestabilidad).

### ***1.1.3.3.-Prótesis no constreñidas de deslizamiento:***

Eran prótesis sin estabilización mecánica entre las partes femoral y tibial y que requerían de un aparato capsuloligamentoso intacto.

Prótesis de este tipo fueron las de Marmor<sup>38</sup> y Lotus<sup>39</sup>.

Podrían considerarse como precursoras de las actuales prótesis unicompartimentales, y fueron progresivamente abandonadas en beneficio de las prótesis semiconstreñidas.

Las prótesis unicompartimentales son prótesis de no sujeción, donde la estabilidad de la rodilla es asegurada por las formaciones capsuloligamentosas. Su objetivo es reemplazar las superficies articulares femoral y tibial internas o externas.

Las complicaciones propias de esta artroplastia están representadas predominantemente por el deterioro del compartimento femorotibial contralateral.

Su utilización es de gran controversia entre los diferentes autores.

### ***1.1.3.4.-Prótesis semi-constreñidas:***

Se definen como semi-constreñidas las prótesis en las cuales sus componentes, femoral y tibial, no tienen medios de fijación mecánicos fijos, pero que por su diseño aseguran una cierta estabilidad a la rodilla, asociada a una participación estabilizadora de las formaciones capsuloligamentosas y musculares. Por su concepción, existe un componente de constreñimiento o tensión entre las dos piezas femoral y tibial.

En este tipo de implantes, además de los movimientos de flexo-extensión, existen movimientos de translación anteroposterior en el plano horizontal, y de rotación entorno al eje tibial.

Según la concepción de la prótesis y la preferencia de los diferentes autores, las prótesis de este grupo utilizadas pueden requerir o no la

preservación del ligamento cruzado posterior como elemento estabilizador de la rodilla.

La historia de estas prótesis comenzó a principios de los años 70 con la prótesis de Freeman-Swanson<sup>9</sup>, evolucionando posteriormente en una gran variedad de modelos de prótesis totales de rodilla con o sin escisión del ligamento cruzado posterior y de las que disponemos en nuestros días.

### ***1.1.4.- PRÓTESIS DE RODILLA Y SISTEMAS DE FIJACIÓN ÓSEA***

Las prótesis ortopédicas se caracterizan porque vienen a sustituir una articulación, mediante la resección de la parte ósea articular y la incorporación de un sistema mecánico que la reemplace. Por orden de frecuencia, las prótesis de cadera son las más ampliamente utilizadas y estudiadas, seguidas de las de rodilla.

El principal problema de las prótesis articulares radica en su fijación al hueso vivo. Dos factores son de gran importancia en este apartado: de una parte, la diferencia de módulo elástico entre el hueso y el metal, y por otra parte, la encapsulación fibrosa que el organismo genera entorno al metal. Para resolver este problema, se ha utilizado la fijación de la prótesis al hueso, mediante cemento óseo a base de polimetilmetacrilato. El cemento crea dos interfases: metal-cemento y cemento-hueso.

La ventaja del cemento se basa en la facilidad de su colocación, la distribución uniforme de cargas de contacto que ejerce, y en la disminución del dolor que experimentan los pacientes a los que se coloca una prótesis cementada. Sin embargo, con el tiempo, numerosos implantes padecen un aflojamiento haciéndose necesario su recambio. Es de destacar el hecho que en pacientes de edad avanzada y con escasa actividad física se obtienen tiempos de aflojamiento superiores a los obtenidos en pacientes más jóvenes y más activos<sup>40</sup>. Es por este motivo, que se reserva en general el uso de cemento para pacientes de mayor edad, utilizando modelos protésicos no cementados en pacientes con un grado de movilidad elevado. Las prótesis no cementadas son en su diseño similares a las cementadas, pero su fijación se realiza por contacto directo hueso-metal con el factor desfavorable del contacto entre hueso y material bioinactivo. Para resolver este problema, se han ideado nuevas superficies en los implantes que faciliten una buena actividad osteogénica: los recubrimientos porosos (con poros mayores de

100µm para que permitan el crecimiento óseo en ellos) y los recubrimientos de hidroxiapatita<sup>41</sup>. Las prótesis de hidroxiapatita son de comercialización reciente siendo la hidroxiapatita una de las estructuras de fosfato-cálcico del hueso. El principio de utilización de esta sustancia se basa en que el organismo reconocería la hidroxiapatita sintética como propia, pudiendo el hueso crecer en contacto con ella y evitando la aparición de membranas fibrosas periprotésicas.

No hemos hallado sin embargo, estudios clínicos con resultados estadísticos fiables a largo plazo que demuestren una clara superioridad de estos métodos de fijación frente al cemento acrílico.

El problema más dificultoso de las artroplastias de rodilla sigue siendo su fijación al hueso a largo plazo. La presencia de hueso esponjoso de características mecánicas inferiores a las del hueso cortical, y las cargas puntuales en los contactos entre metal y hueso, son factores muy relevantes.

Actualmente, parece claro que la fijación protésica a largo plazo debe tener presente factores<sup>42</sup> como:

- a) la calidad mecánica del hueso subyacente
- b) el diseño biomecánico del implante
- c) el material constitutivo de la prótesis
- d) el tipo de interfaz entre la prótesis y el hueso
- e) la técnica quirúrgica

## **1.2.- ANTECEDENTES SOBRE ELEMENTOS FINITOS**

### ***1.2.1.-CONSIDERACIONES GENERALES SOBRE ELEMENTOS FINITOS***

El método de los elementos finitos (MEF) es un método numérico muy utilizado en ingeniería y que está pensado para ser utilizado en computadoras. Este método se usa en el diseño y mejora de productos industriales, así como en la simulación de sistemas físicos y biológicos complejos. El MEF permite resolver ecuaciones diferenciales asociadas a un problema físico sobre geometrías complicadas.

Básicamente, el método de elementos finitos requiere de la subdivisión de una región, cuerpo o dominio, en el cual es válida una determinada ecuación diferencial, en un número finito de pequeños "elementos", en los cuales la respuesta característica del medio se simplifica. En el límite, cuando los elementos en los que se ha dividido la región son infinitamente pequeños, la solución converge hacia la solución exacta de la ecuación diferencial que se desea resolver.

El método de los elementos finitos viene aplicándose desde hace años como una herramienta eficaz en los diferentes campos de la ingeniería civil, industrial, naval y espacial, teniendo múltiples aplicaciones. En los últimos tiempos, ha aparecido en la literatura científica especializada, intentos embrionarios de aplicación de este método al estudio de las ciencias biológicas.

Con el transcurso de los años se han ido desarrollando métodos generales para analizar matemáticamente problemas de naturaleza física. Podríamos describir de manera simple el Método de los Elementos Finitos como un procedimiento de aproximación de problemas continuos. En el método de los Elementos Finitos, el continuo se divide en un número finito de partes (elementos), cuyo comportamiento se especifica mediante un número finito de parámetros y la solución del

sistema completo como ensamblaje de los elementos sigue las mismas reglas que se aplican a los problemas discretos tipo.

Son muchas las situaciones en las que se precisa determinar la distribución de tensiones, deformaciones, temperaturas, frecuencias naturales, etc., en una determinada estructura. Los casos particulares de dichos problemas pueden variar desde problemas bidimensionales de tensión o deformación, hasta el análisis más general de sólidos tridimensionales. En todos los casos el número de interconexiones entre un “elemento finito” cualquiera rodeado por fronteras imaginarias y los elementos vecinos es el infinito.

De forma genérica y como ejemplo, el procedimiento sería el siguiente para el cálculo de tensiones y deformaciones en situación estática de un medio continuo:

- a) El continuo se divide mediante líneas o superficies imaginarias, en un número de “elementos finitos”.
- b) Se supone que los elementos están conectados entre si mediante un número discreto de puntos, que llamaremos nodos, situados en sus contornos.
- c) Se toma un conjunto de funciones que definan de manera única el campo de desplazamientos dentro de cada “elemento finito” en función de los desplazamientos nodales de dicho elemento.
- d) Se determina un sistema de fuerzas concentradas en los nodos, tal que equilibre las tensiones en el contorno.

### ***1.2.2.-ANTECEDENTES HISTORICOS SOBRE ELEMENTOS FINITOS***

Desde hace algunos años, viene experimentándose sobre la utilidad de los métodos de análisis de elementos finitos (AEF) en el estudio y desarrollo de diferentes áreas de las ciencias médicas, aplicándose estas técnicas de forma predominante en el estudio del sistema musculoesquelético del organismo<sup>43,44</sup> y de los implantes biosintéticos<sup>45,46,47</sup>. Los AEF han sido progresivamente incorporados en el campo de la cirugía ortopédica y traumatológica para el estudio de implantes de diversas formas y sollicitaciones mecánicas. Los estudios de AEF, inicialmente centrados en implantes y en modelos más simples como el estudio de placas de osteosíntesis y clavos endomedulares sin movimientos articulares propios<sup>48,49,50,51</sup>, han ido progresivamente aumentando el grado de complejidad pudiendo centrar nuestro estudio actual en un análisis tridimensional (3D) de una prótesis total de rodilla (PTR) con movimientos complejos en los tres ejes del espacio.

Revisando la literatura, puede apreciarse la existencia de antecedentes bibliográficos en el estudio biomecánico de prótesis de rodilla mediante AEF.

En 1982, Lewis y cols<sup>52</sup> inician la aplicación del AEF al estudio de las artroplastias de rodilla comparando el diseño de diferentes componentes tibiales pertenecientes a modelos distintos y analizando el estrés sufrido por el hueso esponjoso, el cemento y la interfaz cemento-hueso. Los autores concluyen su estudio observando que las tensiones menores tienen lugar en los platillos “metal-backed” con un solo poste de fijación.

En 1986, Little y cols<sup>53</sup> elaboran un modelo de tibia proximal 3D, obteniendo la geometría a partir de secciones digitalizadas de una tibia de cadáver.



Rakotomanana y cols<sup>54</sup> en el año 1992 estudian ayudándose de un AEF la transferencia de cargas a través de la bandeja tibial al hueso subyacente, observando que el nivel de estrés que se producía en la interfaz por debajo de la bandeja metálica tibial era menor en la prótesis no cementada que en la cementada.

En 1995 Bartel y cols<sup>55</sup> comparan mediante AEF ocho modelos de prótesis. De su estudio se concluye que el estrés de contacto es mayor en modelos con superficies articulares poco congruentes. Este trabajo apoya las ventajas de los diseños de prótesis de rodilla con mayor congruencia en las superficies articulares y mayor espesor del componente de polietileno. El mismo año, Elbert y cols<sup>56</sup> publican el estudio mediante AEF de la articulación femoropatelar con la rodilla en flexión, concluyendo que el diseño de superficie cóncava aumenta la superficie de contacto reduciendo el estrés.

Taylor y cols<sup>57</sup> estudian en 1998 la relación entre las tensiones a nivel de hueso esponjoso de la tibia proximal y la migración protésica, mediante AEF. Este estudio nos sugiere que si el área de contacto prótesis-hueso disminuye, el pico de estrés en hueso esponjoso aumenta.

En el año 2000 Perillo-Marcone y cols<sup>58</sup> estudian mediante AEF la influencia de la orientación del platillo tibial a nivel de la tibia proximal, sugiriendo los resultados obtenidos que la orientación del platillo tibial en valgo produce menor tasa de migración y menor incidencia de aflojamiento protésico.

En el año 2001, Otto y cols<sup>59</sup> inician el estudio mediante elementos finitos de las plataformas tibiales rotatorias de las prótesis de rodilla.

En el año 2003 Seral y cols<sup>60</sup> publican los primeros resultados obtenidos mediante la simulación con elementos finitos de una PTR modular, estudiando el efecto de las cargas sobre el modelo de artroplastia de rodilla a 0° y 15° de flexión.

Halloran y cols<sup>61</sup> en el año 2005 desarrollan un modelo que incorpora la articulación patello-femoral.

En el año 2010, Hopkins y cols<sup>62</sup> presentan los resultados del análisis mediante elementos finitos de una artroplastia unicompartmental de rodilla introduciendo en sus estudios el concepto de varo y valgo.



## **II.- JUSTIFICACIÓN DEL TRABAJO**



## 2.- JUSTIFICACIÓN DEL TRABAJO

Aunque existen antecedentes de trabajos con métodos de elementos finitos aplicados a materiales de utilización en cirugía ortopédica y traumatología tales como placas de osteosíntesis<sup>63,64</sup>, fijadores externos<sup>65,66</sup>, clavos endomedulares<sup>67,68,69</sup> y estudios en prótesis de rodilla<sup>54,55,56,59,60,61</sup>, los trabajos encontrados en la bibliografía referentes a este tema y relacionados con prótesis totales de rodilla, se basan fundamentalmente en modelos de prótesis modulares, cuyo componente femoral y tibial son independientes y se hallan generalmente centrados en el estudio del platillo tibial, no habiendo hallado en la búsqueda bibliográfica realizada, ningún trabajo realizado con prótesis dotadas de constricción y de vástagos endomedulares largos.

Las prótesis totales de rodilla de constricción constituyen un modelo protésico que ha sido ampliamente utilizada en los últimos tiempos en la cirugía de reconstrucción de grandes defectos óseos de la rodilla y sobre la que existe una experiencia acreditada, habiendo demostrado al mismo tiempo una correcta función biomecánica<sup>70</sup>. Una de las prioridades para el cirujano ortopédico debe ser, perfeccionar y avanzar en el reemplazo protésico articular en la patología tumoral y degenerativa severa de la rodilla, mejorando la calidad de vida de las personas afectadas y disminuyendo el índice de complicaciones derivadas del ímplate protésico.

Con el fin de intentar aportar datos experimentales que puedan completar los datos clínicos y radiológicos que día a día obtenemos en nuestra consulta sobre las artroplastias de rodilla tumorales con vástagos largos, desarrollaremos un estudio de elementos finitos, para mediante los datos obtenidos del modelo experimental comprender mejor los resultados postquirúrgicos en estos pacientes. Estos conocimientos,

podrán ser utilizados para realizar un paso hacia adelante en el reemplazo protésico de la patología tumoral y degenerativa severa de la rodilla, mejorando la calidad de vida de nuestros pacientes, y, disminuir el índice de complicaciones derivadas directa o indirectamente del implante protésico en la rodilla buscando a la vez aumentar su longevidad.

El trabajo puede permitirnos a su vez ver en qué grado la simulación mediante un sistema de elementos finitos se asemeja a la realidad y puede ser un método útil en el estudio y en la predicción de la sintomatología clínica de los pacientes portadores de artroplastias, permitiendo el desarrollo de nuevos modelos protésicos en función de los hallazgos experimentales teóricos obtenidos.

Queda pues justificado el estudio del comportamiento mecánico de este modelo protésico, dotado de una estabilidad intrínseca propia diferente de los distintos modelos modulares, y con un pivote central de unión entre los componentes femoral y tibial que absorbería y/o transmitiría parte de las cargas desde el fémur a la tibia.

### **III.- HIPÓTESIS DE TRABAJO Y OBJETIVOS**





### 3.1.- HIPÓTESIS DE TRABAJO

Pretendemos desarrollar un modelo experimental para someter a prueba la siguiente hipótesis en el tratamiento de la patología tumoral de rodilla en niños y pacientes jóvenes con una PTR tumoral dotada de vástagos de fijación endomedular largos y un eje central de estabilización entre sus componentes femoral y tibial.

La hipótesis de trabajo es la siguiente:

**La diferente colocación del implante protésico endomedular y la posición de la rodilla, alteran la distribución de tensiones en el conjunto hueso-prótesis.**

### 3.2.- OBJETIVOS DE LA TESIS

Para demostrar dicha hipótesis los objetivos son:

- 1.- Realizar un modelo informático de prótesis total de rodilla con vástagos endomedulares largos dotada de constricción y estudiarla mediante un análisis de elementos finitos.
- 2.- Localizar las zonas de la prótesis total de rodilla y del hueso receptor donde se acumulan mayores tensiones.
- 3.- Demostrar que el centrado del vástago protésico en el canal medular modifica la transmisión de esfuerzos en el conjunto articular.
- 4.- Valorar si el grado de flexión de la rodilla modifica las tensiones sobre el conjunto Hueso-prótesis total de rodilla.

5.- Realizar una valoración clínica en pacientes menores de dieciocho años del comportamiento de las prótesis totales de rodilla tumorales.

## **IV.- MATERIAL Y MÉTODOS**



Para el desarrollo de esta Tesis Doctoral, se ha diferenciado el estudio de la misma en dos partes, una experimental y una clínica.

#### 4.1.- ESTUDIO EXPERIMENTAL

##### 4.1.1.- MATERIAL

##### 4.1.1.1.- Prótesis total de rodilla y propiedades biomecánicas:

Para el desarrollo de los diseños informatizados de la prótesis de rodilla, el equipo investigador dispone de una prótesis total de rodilla tipo Endomodel de Waldemar-Link® (Fig.1 y 2).

La prótesis está compuesta por una parte metálica realizada a base de una aleación de cromo-cobalto-molibdeno y de una parte plástica compuesta por polietileno de alto peso molecular. Para realizar el AEF, disponemos del Módulo de Young y de Poisson propios de la prótesis, facilitados por la empresa Waldemar Link, productora de la misma (Tabla 1).

<u>PRÓTESIS</u>	Módulo de Young	Módulo de Poisson
Aleación metálica: cromo-cobalto-Molibdeno	220 000 Mpa	0,28
Polietileno	720 Mpa	0,4 – 0,45

**Tabla 1.** Propiedades biomecánicas de la prótesis



**Fig.1.** Visión frontal de una PTR Endomodel de Waldemar Link® estándar ensamblada (izquierda) y en dos componentes femoral y tibial (derecha).



**Fig.2.** Visión lateral PTR Endomodel de Waldemar Link® estándar en extensión completa (izquierda) y en proceso de flexión (derecha).

#### ***4.1.1.2.- Tomografías óseas y propiedades biomecánicas del hueso:***

Para el desarrollo de los diseños informatizados del fémur y de la tibia, el equipo investigador dispone de un conjunto multiplanar de imágenes de una tibia y de un fémur humanos. Dichas imágenes han sido obtenidas mediante tomografía computerizada (TC) en el Servicio de diagnóstico por la imagen. (Fig. 3a y Fig b).

Para realizar el AEF, disponemos del Módulo de Young y de Poisson que definen las propiedades físicas del tejido óseo<sup>60,71</sup> (Tabla 2).



<u>TEJIDO ÓSEO</u>	Módulo de Young	Módulo de Poisson
Tejido cortical	15000 Mpa	0,32
Tejido esponjoso	100 Mpa	0,3

**Tabla 2.** Propiedades biomecánicas del tejido óseo empleadas en los estudios de Heegard y cols<sup>71</sup> y de Seral y cols<sup>60</sup>.



Fig.3a.

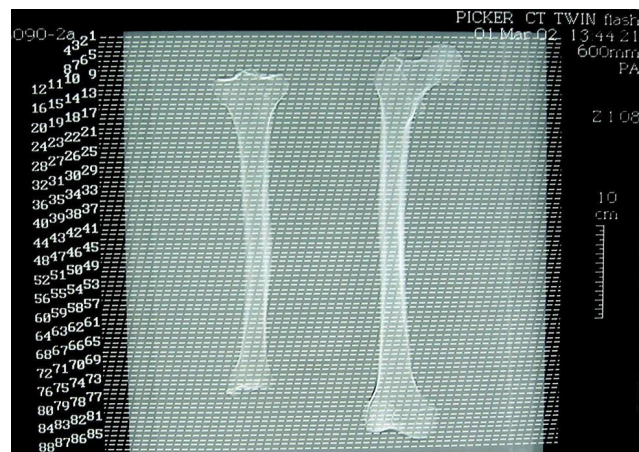


Fig.3b.

**Fig.3a.** Imagen del estudio óseo mediante TC mostrando las piezas anatómicas. **Fig.3b.** imagen de las distintas secciones realizadas para la obtención de la geometría ósea.

### **4.1.1.3.- Equipo informático:**

Para el desarrollo de nuestro estudio, el equipo informático y el software utilizado para la realización del AEF, será el suministrado por el Taller de Inyección de la Industria de los Plásticos (TIIP) dependiente del Departamento de Ingeniería Mecánica del Centro Politécnico Superior de la Universidad de Zaragoza. El programa que se utilizará para el desarrollo de la modelización del estudio es un programa de elementos finitos denominado COSMOS® y para la simulación de cargas el programa utilizado será el denominado PRO-ENGINEER® (Parametric Technology Corporation).

### **4.1.2.- MÉTODO**

#### **4.1.2.1.- Introducción.**

El presente estudio realizado mediante el análisis simulado por elementos finitos, pretende realizar un análisis mecánico de una prótesis total de rodilla.

Para la articulación de la rodilla, los movimientos habituales se asocian a actividades de desplazamiento que incluyen caminar, correr, subir o bajar escaleras y rampas. Desde el punto de vista biomecánico, las cargas funcionales que intervienen durante estas actividades son la fuerza de reacción del piso aplicada sobre el pie durante la fase postural estática o la carga inercial de la pierna durante la fase de desplazamiento de esa actividad. Salvo en las actividades posturales estáticas, como la posición de parado, la rodilla debe soportar cargas variables al mismo tiempo que debe permitir el movimiento entre sus diferentes componentes anatómicos. El principal componente del movimiento de la rodilla, controlado voluntariamente, es la flexión/extensión de la misma, movimientos que deben estar presentes si

se quiere lograr un funcionamiento normal de esta articulación.

Por lo tanto en este estudio analizaremos como varía la carga a la que está sometida la prótesis, centrándonos en el movimiento de flexión/extensión durante el paso normal

#### ***4.1.2.2.- Desarrollo del estudio mediante elementos finitos:***

Para la realización de nuestro estudio se simulará un modelo en 3D de una prótesis total de rodilla dotada de vástagos largos y de constricción en tres situaciones conceptualmente diferentes que detallamos a continuación.

- 1) Desarrollaremos un primer modelo aislado en 3D de una prótesis total de rodilla desglosada en todos sus componentes y posteriormente ensamblados que será sometida a una simulación mediante AEF con un peso de 80 Kg aplicados sobre la misma en situación dinámica de marcha y en una situación estática con la prótesis en extensión ( $0^\circ$ ) y en flexión progresiva con una angulación de  $30^\circ$ ,  $45^\circ$  y  $90^\circ$ .
- 2) Crearemos un segundo modelo en 3D de la prótesis ensamblada y con sus componentes endomedulares centrados dentro de los huesos que forman la rodilla (fémur y tibia). Este modelo será sometido a un AEF con un peso de 80 Kg aplicados sobre la cadera en situación dinámica de marcha y en una situación estática con la prótesis en extensión ( $0^\circ$ ) y en flexión progresiva con una angulación de  $30^\circ$ ,  $45^\circ$  y  $90^\circ$ . La simulación en 3D se realizará con los siguientes elementos: componente tibial, componente femoral y polietileno del platillo tibial. Para esta simulación se seleccionará un tamaño de prótesis adecuado a las características de la rodilla anatómica previamente modelizada.

3) simularemos un tercer modelo en 3D de la prótesis ensamblada con un componente femoral situado de forma descentrada a nivel de su vástago endomedular, con una desviación anterior de 10°. Este modelo será sometido a un AEF con un peso de 80 Kg aplicados sobre la cadera en una situación dinámica de marcha y en una situación estática con la prótesis en extensión (0°) y en flexión de 30°, 45° y 90°. La simulación en 3D será realizada con los siguientes elementos: componente tibial, componente femoral y polietileno del platillo tibial. Para esta simulación se seleccionará un tamaño de prótesis adecuado a las características de la rodilla anatómica previamente seleccionada y modelizada.

#### ***4.1.2.3.- Modelización geométrica y análisis de la prótesis y del conjunto prótesis-huesos:***

Como primer paso para la realización de los análisis deberemos realizar la modelización geométrica o 3D para su posterior introducción en el programa de simulación estructural.

Para la modelización 3D se hace uso del programa informático paramétrico Pro/Enginner®.

El proceso de desarrollo del modelo protésico, al no disponer de planos acotados de las distintas piezas que componen la prótesis, deberá realizarse de manera manual llevando a cabo mediciones directamente sobre la prótesis.

Cada parte de la prótesis será modelizada de manera independiente del resto. Una vez obtenidas todas las piezas del conjunto, se realiza el montaje del modelo 3D que será el que se utilice para la realización de los ensayos.

Para la realización del estudio mecánico-resistente de la prótesis

haremos uso de un programa de elementos finitos denominado COSMOS®. A partir del modelo tridimensional (3D) parametrizado en el programa ProEnginner® obtendremos una malla de elementos finitos tetrahédricos de los cuales podremos obtener los resultados de deformación y tensión necesarios para el análisis de la prótesis. Para la realización de cada uno de los ensayos deberemos introducir junto con las mallas de elementos finitos una serie de datos que se describirán a continuación y con los cuáles el programa realizará los cálculos matemáticos necesarios para la obtención de los resultados, siendo capaz de calcular las tensiones y deformaciones que puedan producirse en la pieza estudiada.

Datos requeridos para el análisis de la prótesis:

- Las propiedades de los materiales que conforman la prótesis, tanto del Polietileno como de la aleación metálica.
- Magnitud de las cargas a las cuales se encuentra sometida la prótesis. En nuestro caso, principalmente el peso que soporta del cuerpo humano (aprox. 80Kg).
- Condiciones de contorno o restricciones de movimiento necesarias para el cálculo del análisis: Empotramiento de una determinada zona o restricción del giro en un determinado punto.

A continuación, realizaremos la geometría y el mallado de un modelo virtual de fémur y tibia constituyendo una rodilla en 3D con elementos finitos. Estos modelos óseos se realizarán a partir de los datos de geometría estructural obtenidos mediante mediciones milimétricas de secciones de un fémur y una tibia humanos obtenidas mediante tomografía computerizada. La modelización tanto del fémur como de la

tibia serán realizadas teniendo presentes la curvatura y las variaciones morfológicas en la distribución espacial de los dos huesos. Las secciones óseas obtenidas mediante el estudio radiológico de las piezas anatómicas con tomografía computerizada (TC) (figuras 3a y 3b) serán posteriormente analizadas en el Departamento de Ingeniería Mecánica de la Universidad Politécnica de Zaragoza para desarrollar un modelo representativo de la realidad.

En el modelo simulado para el estudio serán diferenciados tanto para el fémur como para la tibia dos tipos de tejido óseo constitutivos del tejido normal: hueso cortical y hueso esponjoso. Consideraremos en nuestra simulación el tejido óseo como un material homogéneo, lineal e isótropo cuyos tejidos cortical y esponjoso quedan perfectamente definidos por las propiedades físicas que representan sus módulos de Young (o módulo de elasticidad) y de Poisson<sup>72</sup>. Utilizaremos en nuestro trabajo los mismos valores referenciados para el hueso en estudios previos<sup>60,71</sup>.

Del mismo modo y para la modelización y AEF de la prótesis, asignaremos para el cálculo, el módulo de Young y el módulo de Poisson de los materiales protésicos.

Mediante la simulación informatizada, se estudiarán las tensiones que aparecen en la rodilla modelizada a partir de las cargas que actúan sobre el extremo proximal del fémur durante el apoyo. Para ello, se tomaran como cargas las correspondientes a un apoyo monopodal con un peso máximo de 80 Kg. Al tratarse la prótesis estudiada de un modelo ideal dotado de constricción con un pivote central que le confiere estabilidad, desestimaremos la presencia de otras fuerzas propias de las partes blandas que rodean la articulación.

En los diferentes casos estudiados, se realizará como requerimiento técnico del programa informático una sujeción (empotramiento) del modelo, en la zona inferior de la tibia. Los desplazamientos obtenidos

serán analizados en los tres ejes del espacio que denominaremos “X”, “Y”, y “Z”.

El análisis estático de la prótesis aislada y del conjunto prótesis ensamblada-huesos se realizará en cuatro posiciones diferentes de flexión progresiva de la rodilla: a 0° de flexión (prótesis sin flexionar); flexión de 30° y 45° (proceso de flexión) y a 90° de flexión (flexión completa).

### **4.2.- ESTUDIO CLÍNICO**

#### **4.2.1.-MATERIAL**

##### **4.2.1.1.-Población de estudio:**

Se ha estudiado una serie de 14 pacientes oncológicos de edad inferior a los 18 años, portadores de artroplastia total de rodilla de tipo tumoral tratados en el Servicio de Ortopedia y Traumatología del Hospital Sant Joan de Déu de Barcelona. Por sexos, 7 pacientes eran niños y 7 niñas. 6 artroplastias protésicas de rodilla eran del lado derecho y 8 del lado izquierdo. En nuestra serie se utilizaron un total de 14 prótesis tumorales de rodilla en 14 pacientes, 8 (57,1%) con componente de sustitución femoral distal, y 6 (42,9%) con componente de sustitución tibial proximal. La serie constituye un grupo homogéneo en cuanto a su etiología y seguimiento tratándose en todos los casos de protetización unilateral por causa de origen tumoral maligna. Todos los pacientes intervenidos han sido diagnosticados de sarcoma óseo primario (Osteosarcoma: 12 pacientes; Sarcoma de Ewing: 2 pacientes).

##### **4.2.1.2.-Fuentes de información**

Para la obtención de los parámetros clínicos del estudio, disponemos de las siguientes fuentes de información:

1-Historia clínica de los pacientes (filiación, datos personales, hábitos y antecedentes patológicos, evolución clínica etc. . .)

2-protocolos de revisión clínica

3-Estudios de imagen: Radiografías, Tomografías computerizadas y gammagrafía ósea de los pacientes



### ***4.2.1.3.-Estudio protésico mediante tomografía computerizada***

Las pruebas de imagen con Tomografía computerizada (TC) y las mediciones radiológicas derivadas de los estudios se realizaron en las instalaciones del Servicio de Diagnostico por la imagen del Hospital universitari Sant Joan de Déu de Barcelona.

Para llevar a cabo el estudio radiológico de los componentes protésicos mediante Tomografía Computerizada, el equipo utilizado ha sido el siguiente:

TC: Lightspeed Ultra GE, producido por General Electric Healthcare (Milwaukee, Wisconsin, USA) con una potencia de 100 kV, 200 mA y un espesor de corte y de reconstrucción de 2.5 mm.

El paquete informático utilizado para las reconstrucciones de las imagenes adquirida mediante dicho equipo ha sido el siguiente:

Advantage Workstation 4.4 GE, producido por General Electric Healthcare, (Milwaukee, Wisconsin, USA).

### ***4.2.1.4.-Estudio protésico mediante gammagrafía ósea***

Las pruebas de imagen con técnicas de medicina nuclear (gammagrafía ósea) se realizaron en un centro sanitario concertado por el Hospital universitari Sant Joan de Déu de Barcelona y legalmente autorizado para la práctica de dichas exploraciones con radioisótopos (CETIR).

Para llevar a cabo el estudio gammagráfico del conjunto prótesis-huesos, el equipo utilizado ha sido el siguiente: Equipo de medicina nuclear de GE Medical Systems, modelo INFINIA HAWKEY 4 (Infinia Functional Imaging Scanner) y XELERIS WORKSTATION (Xeleris Funtional Imaging Workstation).

### ***4.2.1.5.-Modelos protésicos de rodilla tumoral utilizados***

En el Servicio de Ortopedia y Traumatología del Hospital Sant Joan de Déu de Barcelona, los tipos de prótesis tumorales indicados en las artroplastias de salvamento tumoral de rodilla han sido tres. En todos los casos, los tres modelos protésicos empleados son de características equivalentes y comparables en cuanto a los datos de interés para nuestro estudio. Los tipos de prótesis utilizados son los siguientes:

*a).-Prótesis Endo-model de Waldemar Link®.* Su uso en patología tumoral de salvamento de extremidad es de tipo mixto combinando la prótesis con un aloinjerto de sustitución del defecto óseo resultante de la resección tumoral. La prótesis está formada por dos componentes, uno femoral y otro tibial, junto con un polietileno de ultra elevado peso molecular (UHMW). El polietileno está constituido por una pieza que se une al componente tibial en su plataforma mediante atornillado, constituyendo la carilla articular de dicho componente. La PTR tiene un pivote-guía central en la plataforma tibial localizado en la porción postero-central, el cual se articula con un casquillo o capuchón femoral, facilitando el movimiento de flexo-extensión (Fig.1 y Fig.2).

*b).-Prótesis modular MUTARS® (Implantcast)* Indicada en pacientes con patología tumoral ósea menores de 18 años próximos a la maduración esquelética. Existen dos versiones, una con componente de sustitución de fémur distal y otra con componente de sustitución de tibia proximal en función del tipo de resección ósea requerida por la cirugía a realizar. La prótesis posee un polietileno que se une al componente tibial en la zona articular (Fig.3).

*c).-Prótesis MUTARS® Xpand Growing Prosthesis (Implantcast)* (Fig.4; Fig.5a. y Fig.5.b.). Modelo de prótesis autoextensible por método no invasivo. Indicada en pacientes con patología tumoral ósea menores de 18 años lejos de la maduración esquelética, y con un elevado potencial de crecimiento óseo residual. Al igual que en los casos anteriores, la región articular está ocupada por un polietileno unido a la bandeja tibial.

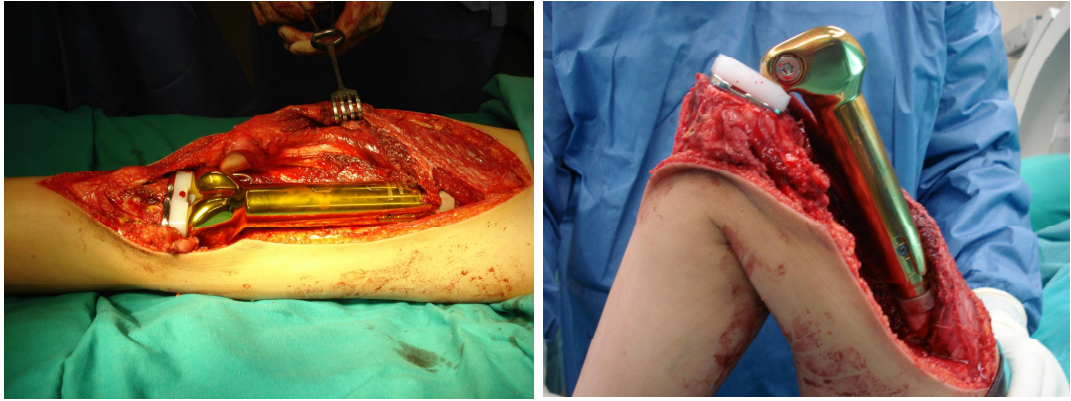
Esta prótesis posee un receptor que se sitúa a nivel subcutáneo durante la intervención y que permite la elongación protésica mediante un mecanismo no invasivo al recibir señales externas desde un transmisor de alta frecuencia. (Fig. 6a; Fig.6b y Fig.7).



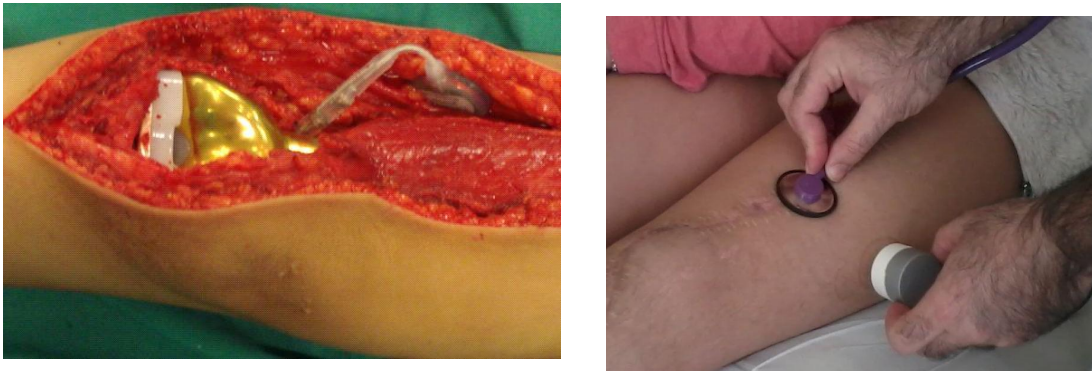
**Fig.3.** PTR modular MUTARS® con sus componentes desensamblados



**Fig.4.** PTR MUTARS® Xpand (Implantcast), con sus componentes desensamblados



**Fig.5a.** y **Fig.5b.** PTR MUTARS® Xpand (Implantcast), con sus componentes ensamblados insertada en la rodilla tras la resección tumoral. Fig.5.a. Prótesis en extensión (izquierda). Fig. 5.b. prótesis en flexión (derecha).



**Fig.6a.** Detalle del receptor de estímulos de la prótesis PTR MUTARS® Xpand (Implantcast) situado a nivel subcutáneo. **Fig.6b.** colocación del estimulador durante el proceso de alargamiento protésico.



**Fig.7.** Transmisor de estímulos de la prótesis PTR MUTARS® Xpand (Implantcast).

Los modelos protésicos utilizados en nuestro estudio incluyen 6 prótesis modulares (p.modular), 6 prótesis expansibles (p.expansible) y 2 prótesis compuestas por la asociación prótesis tumoral y aloinjerto óseo (p.composite) (Tabla 3).

		Tipo de prótesis			
		Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje válido	Porcentaje acumulado
Válido	P. Modular	6	42,9	42,9	42,9
	P expansible	6	42,9	42,9	85,7
	P. Composite	2	14,3	14,3	100,0
	Total	14	100,0	100,0	

**Tabla 3.** Modelos protésicos del estudio.

### **4.2.2.-MÉTODO**

#### **4.2.2.1.- Valoración preoperatoria de pacientes:**

Hemos realizado una valoración clínica preoperatorio de cada paciente basándonos en un estudio de los antecedentes y presentación clínica de la enfermedad cancerígena.

El primer apartado consta de la filiación, datos personales del paciente, de los antecedentes patológicos y de la localización de la enfermedad codificados de la siguiente manera:

#### Datos personales:

- Nombre y Apellidos
- Número de historia clínica
- Edad en años en el momento de la presentación de la enfermedad
- Sexo: niño / niña
- Lado de localización del tumor:
  - rodilla derecha / rodilla izquierda
- Localización del tumor:
  - fémur distal / tibia proximal / ambos huesos

#### Antecedentes patológicos:

- 0.- alergias medicamentosas
- 1.- Ningún antecedente de interés médico
- 2.- antecedentes médicos generales
- 3.- antecedentes familiares relacionados con cáncer.
- 4.- otros

### Exploración de la extremidad:

- 0.- Piel de la rodilla Normal
- 1.- Presencia de cicatrices cutáneas
- 2.- exploración articular de la cadera normal
- 3.- exploración articular de la cadera patológica
- 4.- exploración articular del tobillo normal
- 5.- exploración articular del tobillo patológica
- 6.- exploración vascular del miembro normal
- 7.- exploración vascular del miembro patológica

#### **4.2.2.2.- Valoración postoperatoria de pacientes:**

La sistemática de revisión de nuestros pacientes, consiste en una revisión ambulatoria periódica en las consultas externas cada 3-4 semanas durante los primeros 6 meses del postoperatorio y a partir de aquí cada 3 meses los dos primeros años del post-operatorio. Durante la visita serán de interés y se valoran parámetros clínicos, estudios de imagen y la opinión subjetiva del paciente, realizando controles con radiografías simples, radiografías telemétricas para valorar la disimetría entre extremidades, tomografía computerizada para el estudio de la situación e integración de los vástagos protésicos y la realización de gammagrafías óseas para descartar recidivas precoces, presencia de metástasis o sobrecargas mecánicas a nivel de la artroplastia protésica, obteniendo de esta forma los valores de las variables clínicas y radiológicas que permitan un correcto seguimiento de los pacientes.

La sistemática de revisión de nuestros pacientes, consiste en una revisión ambulatoria periódica en las consultas externas cada 3-4 semanas durante los primeros 6 meses del postoperatorio y a partir de

aquí cada 3 meses los dos primeros años del post-operatorio. Durante la visita serán de interés y se valoran parámetros clínicos, estudios de imagen y la opinión subjetiva del paciente, realizando controles con radiografías simples y telemétricas para valorar la disimetría entre extremidades (primer día postoperatorio; 3 meses; 6 meses y al año de la intervención) , tomografía computerizada para el estudio de la situación e integración de los vástagos protésicos y la realización de gammagrafías óseas para descartar recidivas precoces, presencia de metástasis o sobrecargas mecánicas a nivel de la artroplastia protésica, obteniendo de esta forma los valores de las variables clínicas y radiológicas que permitan un correcto seguimiento de los pacientes.

Protocolizamos el estudio sistemático de éstos pacientes mediante un seguimiento prospectivo, a través del cual podemos valorar la situación preoperatoria, el acto quirúrgico y el seguimiento en el tiempo, no sólo desde el punto de vista clínico, sino también mediante estudios de imagen (radiográfico, Tomografía computerizada y gammagrafía ósea).

Los parámetros clínicos de evolución fueron estudiados postoperatoriamente y valorados a los 12 meses de la intervención, siendo descritos a continuación.

### 1.- DOLOR :

- 1.- Ausente
- 2.- Discreto
- 3.- Moderado
- 4.- Severo



### 2.-USO DE BASTONES :

- 1.- Nunca
- 2.- Uno
- 3.- Dos

### 3.-SUBIR ESCALERAS :

- 1.- Sin dificultad
- 2.- Escalón a escalón
- 3.- Con ayuda
- 4.- No puede

### 4.-MARCHA :

- 1.- >1500m
- 2.- 500 – 1500m.
- 3.- < 500m.
- 4.- Domiciliaria

### 5.-FLEXIÓN DE RODILLA:

- 1.- > DE 100°
- 2.- 80° - 100°
- 3.- 60° - 80°
- 4.- < DE 60°

### 6.-EXTENSIÓN DE RODILLA:

- 1.- 0°
- 2.- < 10° (-1° a -10°)
- 3.- < 20° (-11° a -20°)
- 4.- > 20° (-21° a -30°)
- 5.- > 30°

### 7.- RECIDIVA TUMORAL LOCAL

- 1.- No
- 2.- Sí

### 8.- VALORACION SUBJETIVA DEL PACIENTE

- 1.- Insatisfecho
- 2.- Regular
- 3.- Satisfecho
- 4.- Muy satisfecho

### 9.- VALORACION SUBJETIVA DE LOS PADRES

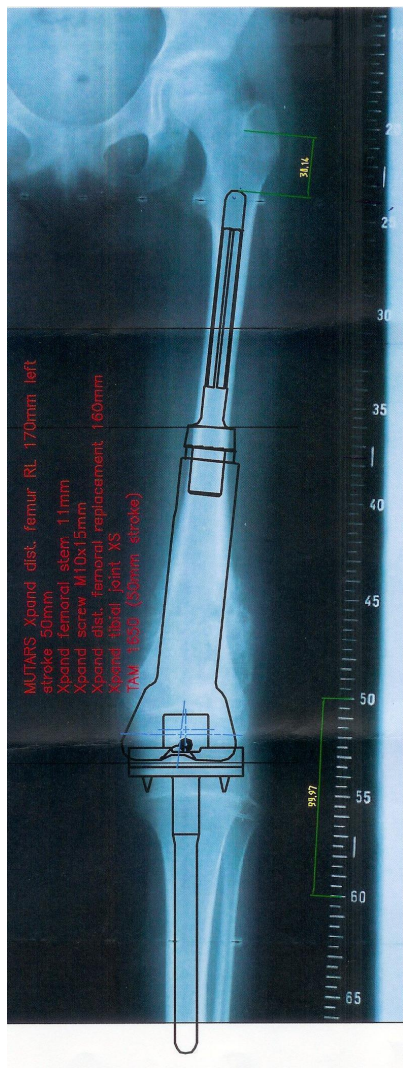
- 1.- Insatisfecho
- 2.- Regular
- 3.- Satisfecho
- 4.- Muy satisfecho

#### ***4.2.2.3.- Planificación quirúrgica:***

Nos servimos para la planificación preoperatoria de estudios de imagen de la extremidad afectada por el tumor óseo. Empleamos para ello radiografías anteroposterior (RX AP) y Lateral (RX L) de la rodilla afecta. Se realiza sistemáticamente un estudio radiológico telemétrico de ambas extremidades inferiores para la correcta valoración de los ejes anatómicos, del potencial crecimiento residual femoro-tibial y de los diámetros del canal medular femoral y tibial muy importantes para el estudio y la selección del diámetro de los vástagos protésicos endomedulares a implantar. La estimación aproximada del potencial de crecimiento residual en la fisis del segmento óseo a resear en los pacientes esqueléticamente inmaduros, se calcula mediante las curvas de crecimiento de Green y Anderson<sup>73,74</sup>

Se efectúa también un estudio con Resonancia magnética nuclear de toda la extremidad que permite definir con mayor detalle el límite intraóseo del tumor (Fig.8), la mayor o menor extensión a las partes blandas adyacente y los compartimentos musculares afectados así como la posible existencia de metástasis a distancia <sup>75</sup> (“skip metastasis”).

Los estudios de imagen realizados son remitidos al servicio de ingeniería de la empresa de manufacturación protésica donde se realiza una planificación preoperatorio previa del modelo protésico a implantar, generando una imagen de simulación de la artroplastia superpuesta al estudio radiológico realizado (FIG.9). Esta planificación preoperatoria tiene por objetivo la búsqueda del tamaño y del diseño protésico más anatómico y más adecuado para la reconstrucción articular de cada paciente en función de la resección ósea propuesta por el equipo quirúrgico, y de la disimetría prevista final.



**Fig.9.** Planificación preoperatoria del modelo y tamaño protésicos a implantar



**Fig.8.** RMN de fémur completo para el estudio de los límites tumorales

Es preciso obtener los valores radiográficos del diámetro anteroposterior y lateral del canal medular así como la longitud residual tras la resección ósea tumoral tanto femoral como tibial. Los valores de diámetro y longitud femoral y tibial permiten una selección más precisa del diámetro y longitud de los vástagos protésicos a emplear, asegurando un correcto anclaje intraóseo de los mismos y minimizando el riesgo de complicaciones intraoperatorias derivadas de una incongruencia entre los

componentes protésicos propuestos y las medidas reales de las estructuras anatómicas del paciente receptor.

### ***4.2.2.3.1.- Elección del modelo protésico a implantar:***

El modelo protésico elegido para llevar a término la artroplastia en el caso de cirugía de resección ósea oncológica en pacientes menores de 18 años dependerá principalmente del potencial de crecimiento óseo residual del paciente. Según los criterios adoptados por la unidad de tumores del aparato locomotor del Hospital Sant Joan de Déu de Barcelona, en función de la edad y de la fertilidad de las fisis óseas, podremos elegir entre una megaprótesis de crecimiento (o extensible) con mecanismo de extensión no invasivo o una megaprótesis tumoral modular estándar.

En general consideraremos las siguientes condiciones:

- a) Si esperamos que la resección fisaria origine una disimetría inferior o igual a 3cm entre extremidades inferiores utilizaremos una megaprotesis tumoral estándar. Durante la intervención podemos realizar una corrección de la disimetría final esperada alargando 1 o 2 cm la extremidad intervenida respecto a la resección ósea realizada. Con el crecimiento postoperatorio se equilibraran ambas extremidades inferiores pudiendo quedar una pequeña discrepancia de extremidades aceptable en el momento del cierre fisario.
- b) Si esperamos que la resección fisaria origine una disimetría superior a 3cm entre extremidades inferiores utilizaremos una megaprotesis tumoral de crecimiento extensible. La prótesis extensible permitirá corregir gradualmente la disimetría de extremidades inferiores en los años sucesivos a

la intervención sin originar tensión de partes blandas ni compromiso neurovascular.

#### **4.2.2.4.- Técnica quirúrgica:**

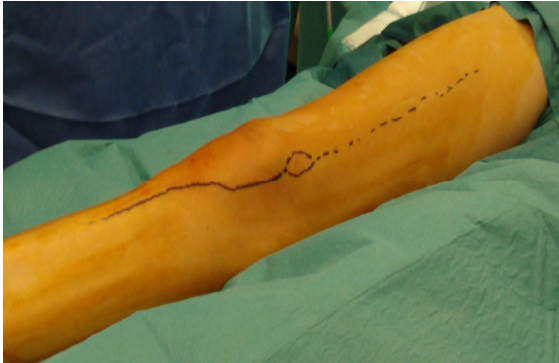
Previa aceptación del tipo de intervención por parte del paciente y de sus tutores legales al tratarse de pacientes menores de edad, el acto operatorio fue desarrollado de una manera homogénea por el mismo equipo quirúrgico. La técnica habitual que realizamos de forma reglada comprende los siguientes pasos:

-Preparación quirúrgica del paciente:

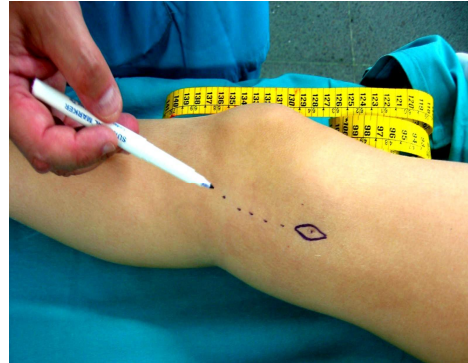
- 1.- Anestesia del paciente.
- 2.- Lavado sistemático de la zona quirúrgica inmediatamente antes de la intervención con solución antiséptica en el quirófano.
- 3.- Colocación del paciente en decúbito supino sobre mesa de quirófano.
- 4.- La utilización o no de manguito de isquemia durante la intervención dependerá de la localización tumoral y del tamaño de la incisión cutánea a realizar, no utilizando venda de expresión en ninguno de los casos.
- 5.- El campo operatorio se aseptiza y el cuerpo es aislado de la de la mesa de intervenciones mediante el uso de tallas estériles, dejando al miembro afecto en condiciones de ser libremente movilizado por los cirujanos.

### -Cirugía:

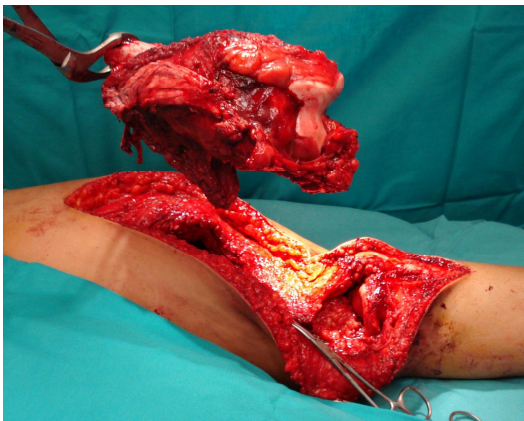
- Incisión amplia (en un solo plano cutáneo y subcutáneo) anterior o anteromedial en la rodilla, por encima y debajo de la rótula con una curvatura pararotuliana medial reduciendo el riesgo de una posterior necrosis de los tejidos blandos. Sobre la línea de incisión, generalmente a nivel metafisario se realiza una incisión ovoidea con el objetivo de llevar a cabo una exéresis de los tejidos implicados en el trayecto de la biopsia tumoral previa (Fig.10a y Fig 10b). Esta variante en el abordaje quirúrgico, que no se realiza para artroplastias no tumorales, debe realizarse de forma muy cuidadosa y planificada desde el mismo momento en que se realiza la biopsia ósea por sospecha tumoral. Una exéresis del trayecto de biopsia previo puede causar una dificultad añadida en el cierre del tejido cutáneo causando mayor tensión en las partes blandas. Por otra parte, es de gran importancia tomar conciencia del hecho de que una biopsia ósea preoperatoria mal diseñada puede obligarnos a ejecutar una vía de abordaje quirúrgica diferente de aquella que consideramos más adecuada para la situación a tratar. La exéresis de las partes blandas situadas alrededor de la zona de biopsia se efectúa para reducir al máximo la posibilidad de dejar alguna célula tumoral viable, ampliando los márgenes de seguridad quirúrgicos, reduciendo de esta forma el riesgo de fracaso del tratamiento por recidiva tumoral local.



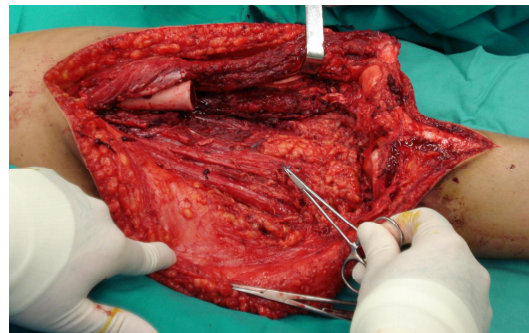
**Fig.10a.** Línea de incisión cutánea.



**Fig.10b.** Delimitación de la zona de biopsia previa por punción que deberá ser extirpada junto con la tumoración.



**Fig.11a.** Exéresis del tumor con márgenes de seguridad y partes blandas peritumorales.



**Fig.11b.** Rodilla tras la exéresis tumoral del fémur distal.

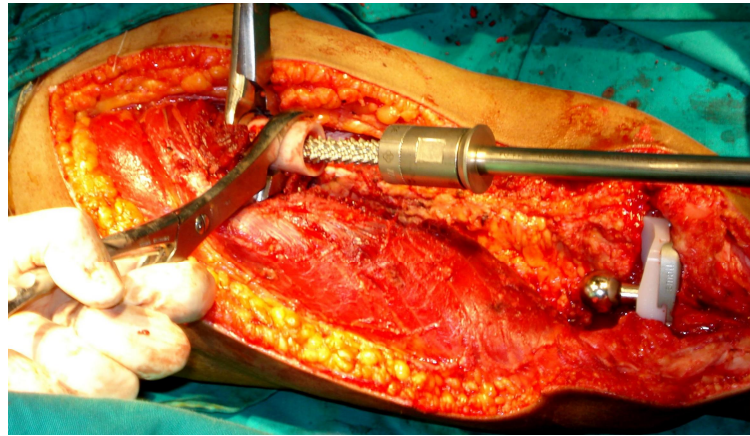


- A diferencia de las prótesis modulares utilizadas para la sustitución articular en procesos degenerativos crónicos, que presentan una sistemática quirúrgica muy bien estructurada, en la cirugía protésica de salvamento de extremidad la incisión profunda puede variar en función de la localización tumoral y del grado de afectación de las partes blandas extraóseas. Frecuentemente la resección tumoral conlleva la exéresis parcial o completa de algún músculo periarticular requiriendo la destreza e ingenio del cirujano en la posterior reconstrucción para obtener una morfología y una función articular lo más anatómica posible (Fig.11a y 11b).
- La resección ósea se realizará según la planificación preoperatoria con un margen de seguridad de distancia del límite tumoral de entre 3 y 5 cm a nivel de la diáfisis femoral o tibial<sup>76,77</sup>. Durante la cirugía de resección tumoral, se toman muestras de tejidos blandos y del canal medular óseo contiguo a la resección ósea que se remiten para estudio anatomopatológico peroperatorio de los márgenes de resección tumoral. En caso de observarse células tumorales en las muestras remitidas se debería ampliar la resección quirúrgica de los tejidos. En caso de no observarse células tumorales en las muestras remitidas, se consideraran correctos los márgenes de resección y se procederá a la implantación de la prótesis de rodilla.
- Cuando el tumor óseo se sitúa a nivel del fémur distal, tras colocar la rótula en eversión y desplazarla lateralmente se realiza una meniscectomía lo más amplia posible y la sección de los ligamentos cruzados anterior y posterior. Una vez realizada la osteotomía diafisaria femoral se extrae la tumoración y comenzamos con el corte tibial. Para realizar el corte tibial colocamos la tibia en máxima flexión con distracción anterior, ajustando el instrumento guía de alineación del corte tibial,

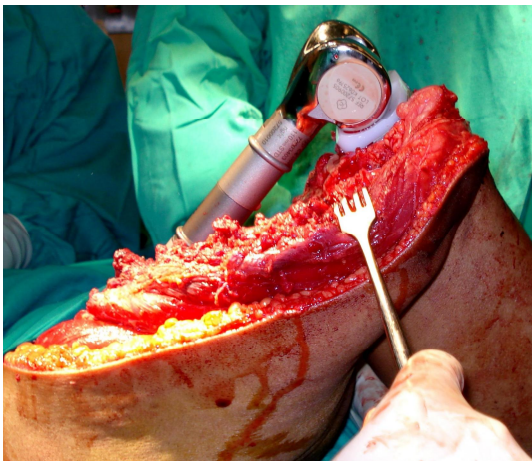
buscando la línea perpendicular al eje tibial para la posterior colocación del vástago endomedular lo más centrado posible evitando desaxaciones en varo-valgo o anteposteriores.

- Cuando el paciente sea esqueléticamente maduro, el corte tibial proximal podrá ser de mayor amplitud preservando siempre la inserción del tendón rotuliano en la tuberosidad tibial anterior. En el caso de pacientes esqueléticamente inmaduros en los que se realice el implante de una prótesis de rodilla tumoral, la resección del platillo tibial deberá ser mínima preservando la integridad de la físis de crecimiento tibial, la cual será atravesada por un orificio único centrado en el canal medular con el objetivo de preservar el crecimiento óseo residual de la tibia.
- Cuando el tumor óseo se sitúa a nivel de la tibia proximal se produce una situación de mayor complejidad para la posterior reconstrucción y recuperación funcional articular de la rodilla. En esta situación, el tendón rotuliano debe liberarse de su inserción tibial en la tuberosidad anterior de la tibia. Una vez el tendón desinsertado se procederá a la resección de la zona tumoral tibial manteniendo los mismos criterios en los márgenes de seguridad que para la resección femoral. Deberá además liberarse la tibia del peroné proximal, cuidando de no lesionar si es posible las estructuras vasculonerviosas adyacentes a la cabeza del peroné, especialmente del nervio ciático poplíteo externo que condicionaría un equinismo postoperatorio del pie dificultando la marcha y la normal función de la extremidad.
- Una vez insertada la prótesis tumoral se reinsertará el tendón rotuliano a la prótesis. Para facilitar su re inserción podemos utilizar una malla irreabsorbible de trevira<sup>78</sup> y altamente resistente alrededor de la prótesis sobre la cual pueden reinsertarse las partes blandas.

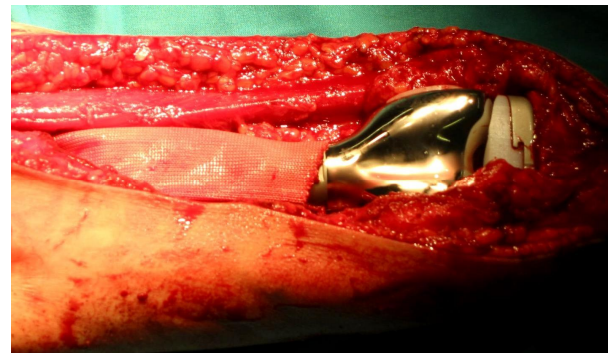
- En el momento de realizar la cobertura cutánea, podemos realizar si la situación lo requiere un colgajo rotacional de músculo gastrocnemio medial<sup>79,80</sup> que nos permitirá dar una mayor cobertura a la superficie protésica tibial reduciendo el riesgo de complicaciones postoperatorias cutáneas a este nivel que podría condicionar el fracaso de la artroplastia por exposición externa de la prótesis o infección.
- Las osteotomías de corte metafisodiafisario femoral y tibial se ejecutaran de forma perpendicular al eje óseo longitudinal pudiendo regularizar el corte con la ayuda de un avellanador, aumentando la superficie de contacto hueso-prótesis y facilitando de este modo el mejor encaje del componente protésico al hueso.
- Después de perforar el canal medular con la ayuda de una broca, mediante el sistema de fresas endomedulares, realizaremos el fresado del canal medular femoral y tibial guiados siempre por la previa medición radiológica preoperatoria de los componentes elegidos.
- Un tamaño demasiado pequeño en el diámetro de los vástagos femorales y tibiales puede producir un aflojamiento de la prótesis durante la movilización articular mientras que un tamaño excesivamente grande puede ocasionar agrietamiento o un estallido de la cortical del fémur o de la tibia en el momento de la inserción del vástago protésico. El cirujano deberá ser especialmente cauto en el momento de llevar a cabo la preparación de los canales medulares femoral y tibial. Para minimizar los riesgos de fractura, utilizamos habitualmente una mordaza de sujeción ósea alrededor de la diáfisis ósea, que permite sujetar el hueso durante su fresado y reducir el riesgo de su fractura al introducir las fresas del canal (Fig.12).



**Fig.12.** Fresado del canal medular femoral.



**Fig.13a.** PTR modular Mutars® ensamblada e insertada en la articulación.



**Fig.13b.** Detalle de la malla de trevira situada alrededor de la PTR.

En cuanto al tamaño y longitud de la artroplastia definitiva a implantar deberá elegirse un tamaño protésico adecuado pues una prótesis demasiado grande creará tensión durante la flexión con un aumento del recorrido del cuádriceps pudiendo producir dolor y limitar la movilidad articular en flexión.

- Una vez insertada la prótesis se procede al cierre meticuloso de las partes blandas realizando una reconstrucción lo más anatómica posible. En ocasiones, la reconstrucción puede requerir alguna transposición muscular con el objetivo de reparar el defecto funcional y morfológico ocasionado por la extirpación de un músculo infiltrado por células tumorales. La transposición muscular permite mejorar tanto el aspecto estético final de la extremidad como aumentar la cobertura y el aislamiento de la artroplastia. Para facilitar la reinsertación de las partes blandas, reduciendo a la vez el tiempo quirúrgico, podemos utilizar una malla irreabsorbible de trevira<sup>78</sup> sobre la cual pueden reinsertarse las partes blandas. La malla proporciona al mismo tiempo un mayor aislamiento adicional de la prótesis implantada reduciendo el riesgo de infección protésica (Fig.13a y 13b).

Debemos recordar que la cirugía de salvamento de extremidades no tiene sentido si no puede preservarse la estética y funcionalidad del miembro con un bajo índice de recidivas tumorales locales<sup>76</sup>.

Después de insertar un drenaje intrarticular se sutura las partes blandas previa comprobación del sangrado vascular y realización de hemostasia por electrocoagulación en los puntos sangrantes, dejando otro drenaje aspirativo a nivel subcutáneo (Fig.14). El cierre de las partes blandas y del tejido subcutáneo se realiza con una sutura reabsorbible finalizando con grapas a nivel de la piel. Se realiza una limpieza cuidadosa de la extremidad manteniendo las condiciones de esterilidad y

colocamos un apósito en la herida seguido de un vendaje compresivo después de comprobar los pulsos periféricos. La extremidad se coloca en la cama sobre una almohada acolchada con dos topes laterales con efecto antirotatorio para mantener la postura de la misma.



**Fig.14.** Cierre de la herida quirúrgica dejando drenajes de aspiración.

#### ***4.2.2.5.- Protocolo post-operatorio***

##### ***4.2.2.5.1.-Cuidados de la herida***

El paciente se mantiene en situación de semi-aislamiento durante los tres primeros días del post-operatorio inmediato, autorizando el contacto del paciente en un número reducido de personas. Durante este período el paciente sigue control por los servicios de ortopedia y oncología así como por los servicios de medicina intensiva (UCI) y anestesiología si la situación postoperatoria o el control del dolor lo requieren.

Los drenajes sanguíneos dejados durante la intervención quirúrgica

se retiran a las 48 horas de la intervención, revisando la herida quirúrgica en condiciones de asepsia.

Por lo general, la sutura cutánea no se retira antes de las tres semanas por las posibles dehiscencias secundarias al tratamiento quimioterápico que retardan la cicatrización en estos pacientes. Del mismo modo, se evita en lo posible la administración de quimioterapia en el postoperatorio inmediato, reiniciando habitualmente su administración a las cuatro semanas de la intervención.

#### ***4.2.2.5.2.-Pauta de rehabilitación***

Comienza a los tres días de la intervención en la cama, con ejercicios isométricos de cuádriceps, ejercicios activos asistidos de tobillo y de flexo-extensión de rodilla (Fig 15a). Durante este periodo iniciamos la incorporación progresiva y la sedestación en la cama.

A partir del cuarto día, asistida por el servicio de rehabilitación, se autorizan de forma gradual la bipedestación y la deambulacion con caminador o bastones ingleses (Fig 15b y Fig.15c) en función de la edad y capacidad de cada paciente así como de la agresividad quirúrgica específica requerida en cada caso. Del mismo modo se intensifica el tratamiento rehabilitador con la finalidad de mejorar el balance articular, y las condiciones físicas generales del paciente.

La técnica quirúrgica y la pauta de rehabilitación descritas en los apartados anteriores, son válidas para los diferentes modelos protésicos empleados.



**Fig.15a.** Rehabilitación postoperatoria. Mobilización de la rodilla.



**Fig.15b y Fig.15c.** Rehabilitación postoperatoria. Deambulacion con bastones.



### ***4.2.2.6.- Estudios de imagen***

#### ***4.2.2.6.1.-Parámetros de estudio mediante tomografía computerizada***

Para llevar a cabo el estudio radiológico de los componentes protésicos estudiaremos mediante Tomografía Computerizada (TC) el centrado de los vástagos endomedulares de los componentes femoral y tibial de las artroplastias realizadas.

Tras la adquisición de las imágenes, realizaremos reconstrucciones multiplanares con filtro óseo utilizando una técnica de doble oblicuidad hasta conseguir un plano ortogonal al eje central del hueso.

La valoración radiológica se realizará en el plano frontal o anteroposterior (AP) y en el plano lateral (L) valorando también el ángulo de inserción del vástago tumoral en el canal medular femoral y tibial. Las mediciones de los ángulos se realizaran en grados ( $^{\circ}$ ). Las mediciones de las distancias ente la prótesis y la cortical ósea y el diámetro entre las corticales del hueso se realizaran en milímetros (mm).

Las mediciones a realizar serán las siguientes:

- Diámetro máximo anteroposterior del canal medular óseo
- Diámetro máximo transversal del canal óseo
- Distancia a nivel del centro de la punta del vástago protésico a la cortical anterior ósea.
- Distancia a nivel del centro de la punta del vástago protésico a la cortical interna ósea.

En relación a la orientación del vástago protésico respecto al eje longitudinal óseo se tomaran los siguientes ángulos valorados en grados y décimas de grado:

- Desviación en el plano sagital (ángulo anteroposterior)
- Desviación en el plano coronal (ángulo varo-valgo)

También se registrará a lo largo de todo el vástago protésico, la posible existencia de contacto con la cortical ósea interna o externa y/o anterior o posterior.

Para el estudio del centrado de los vástagos protésicos utilizaremos el cociente matemático de la distancia existente entre la el vástago protésico y la superficie total del canal medular tanto en el plano frontal como en el anteroposterior. En condiciones ideales, si el vástago protésico se halla centrado en el canal medular, el resultado numérico obtenido debería ser igual a 0,5. Resultados diferentes a 0.5 deberán ser interpretados como aproximaciones del vástago tumoral a las corticales femorales o tibiales anteriores, posteriores, interna o externa según el plano estudiado. Estas mediciones se realizaran tanto para los vástagos protésicos femorales como tibiales.

### Mediciones a realizar:

#### a) Plano sagital o anteroposterior (Fig.16a):

Siendo “a” la distancia en milímetros existente entre la punta del vástago endomedular protésico y la cortical interna del canal medular en el plano radiológico anteroposterior y “b” el diámetro anteroposterior en milímetros del canal medular a nivel de la punta del vástago endomedular protésico en el plano radiológico anteroposterior podemos deducir las siguientes condiciones:

- Si  $a/b$  es igual a 0,5 los componentes protésicos se hallan centrados en el canal medular.
- Si  $a/b$  es inferior a 0,5 los componentes protésicos se hallan adelantados, situándose en la mitad anterior del canal medular.

-Si  $a/b$  es superior a 0,5 los componentes protésicos se hallan atrasados situándose en la mitad posterior del canal medular.

b) Plano coronal o transversal (Fig.16b):

Siendo “a’” la distancia en milímetros existente entre la punta del vástago endomedular protésico y la cortical interna del canal medular en el plano radiológico coronal y “b’” el diámetro en milímetros del canal medular a nivel de la punta del vástago endomedular protésico en el plano radiológico coronal, podemos deducir las siguientes condiciones:

-Si  $a'/b'$  es igual a 0,5 los componentes protésicos se hallan centrados en el canal medular.

-Si  $a'/b'$  es inferior a 0,5 los componentes protésicos se hallan medializados, situándose en la mitad medial del canal medular.

-Si  $a'/b'$  superior a 0,5 los componentes protésicos se hallan lateralizados, situándose en la mitad lateral del canal del canal medular.

Las figuras que a continuación se presentan muestran de forma real las mediciones realizadas a nivel de los vástagos protésicos a nivel femoral y tibial (Fig.17a, Fig.17b, Fig.17c y Fig.17d).

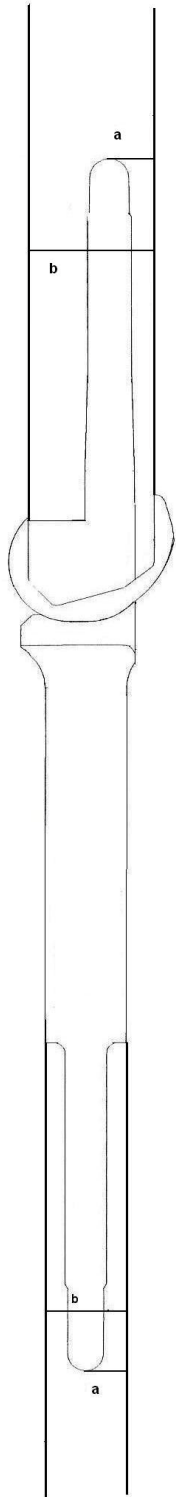
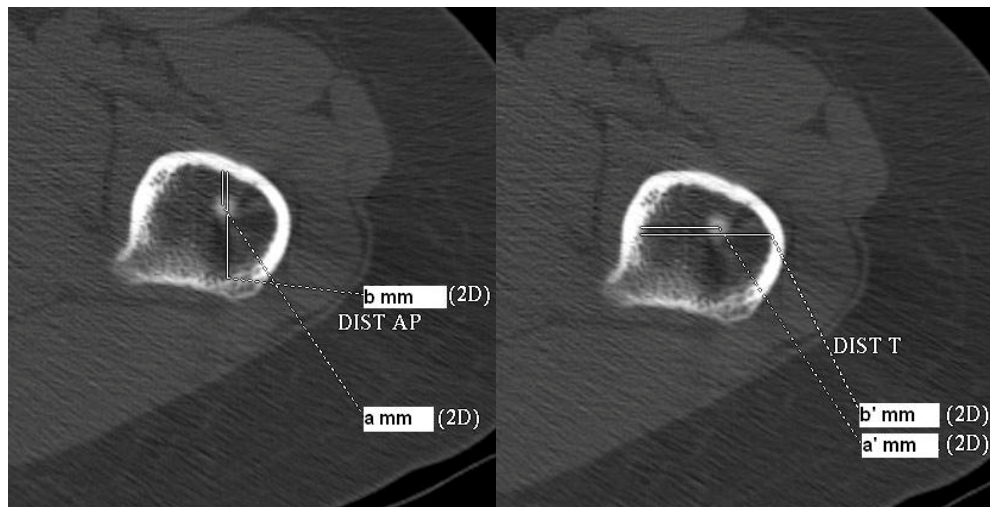


Fig.16a.

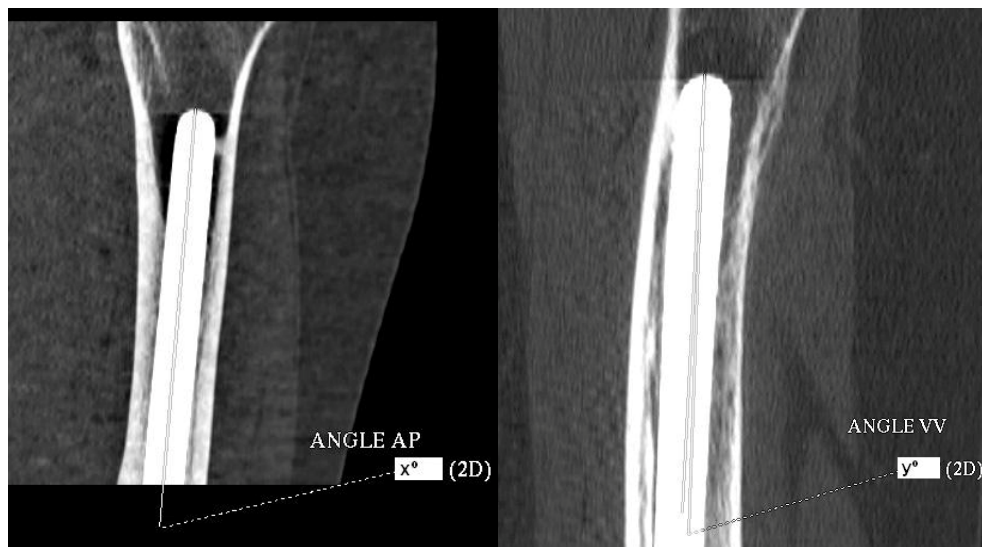


Fig.10b.

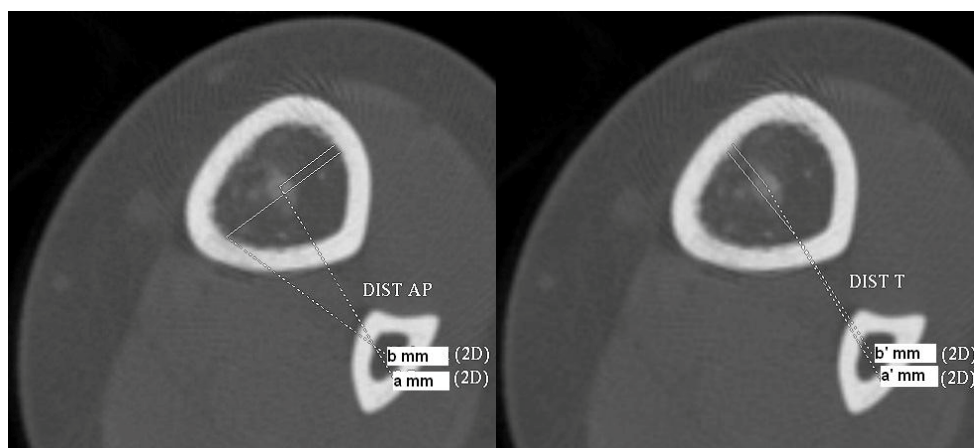
**Fig.16a y Fig.16b.** Mediciones en el plano anteroposterior y coronal.



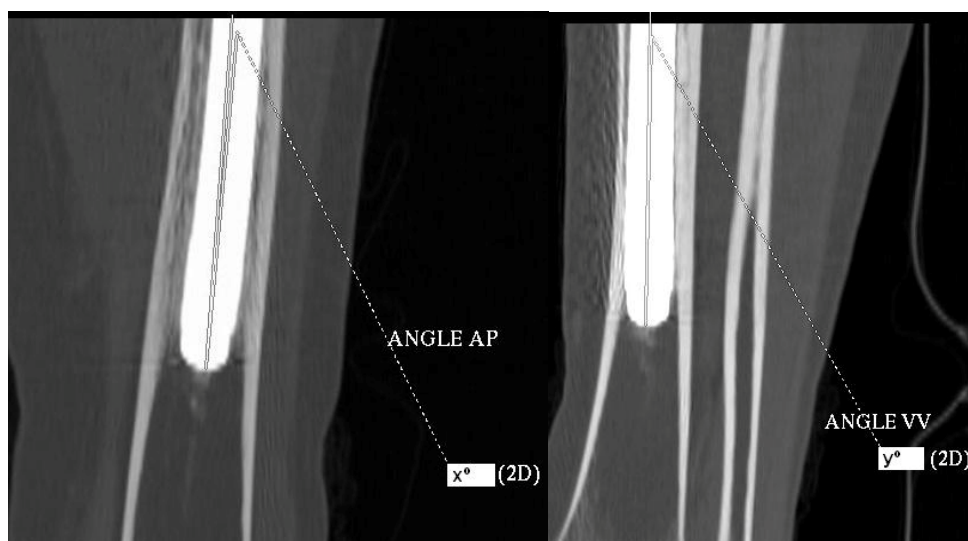
**Fig.17a.** Mediciones a nivel del extremo del vástago femoral en los planos sagital (izquierda) y **Fig.17b.** coronal (derecha)



**Fig.17c.** Mediciones de los ángulos de inserción del vástago femoral en los planos sagital (izquierda) y **Fig.17d.** coronal (derecha).



**Fig.18a.** Mediciones a nivel del extremo del vástago tibial en los planos sagital (izquierda) y **Fig.18b.** coronal (derecha)



**Fig.18c.** Mediciones a nivel del extremo del vástago tibial en los planos sagital (izquierda) y **Fig.18d.** coronal (derecha)

### *4.2.2.6.2.-Parámetros de estudio mediante gammagrafía ósea*

Los estudios de imagen de los vástagos femorales protésicos se completaron mediante un estudio con gammagrafía ósea con Tecnecio 99. El estudio con gammagrafía ósea tenía por objetivo detectar la posible existencia de alguna zona de reacción osteogénica periprotésica que pudiera indicar la presencia de stress cortical por efecto de la presión ejercida por los vástagos protésicos femoral o tibial y que pudiera pasar desapercibida.

Se definieron 4 grupos de resultados posibles en los estudios de gammagrafía ósea realizados:

- 1) Ausencia de alteraciones relevantes a nivel gammagráfico.
- 2) Observación de signos de movilidad o “stress” a nivel del vástago femoral.
- 3) Observación de signos de movilidad o “stress” a nivel del vástago tibial.
- 4) Observación de otras alteraciones distintas a las anteriores en la captación gammagráfica.

### 4.3.- ASPECTOS ÉTICOS DEL ESTUDIO

Podemos dividir los estudios realizados en esta Tesis Doctoral en dos grandes grupos:

1º.- Simulación informatizada de una prótesis de rodilla con vástagos endomedulares largos (Estudio mediante elementos finitos).

2º.- estudio clínico-radiológico de los parámetros clínicos evolutivos postoperatorios de los pacientes y mediante pruebas de diagnóstico por imagen (tomografía computerizada, gammagrafía ósea) de la inserción quirúrgica de los vástagos protésicos en los pacientes intervenidos.

Desde el punto de vista de los aspectos éticos del estudio, en ninguno de los dos casos anteriores existen situaciones que puedan poner en peligro el estudio por razones de ética.

En el primer caso, se realiza una simulación informatizada de una prótesis de rodilla existente en el mercado y ampliamente comercializada. En ninguna situación dicha simulación puede suponer un riesgo para las personas ni causar daños de cualquier índole, repercutiendo por el contrario en el beneficio de los pacientes las conclusiones extraídas de dicho estudio. Los pacientes pueden beneficiarse positivamente en las mejoras técnicas en la artroplastia que de este trabajo puedan derivarse.

En el segundo caso, todos los pacientes estudiados han sido intervenidos en nuestro centro previo consentimiento informado de su cirugía y de los procesos de seguimiento habituales de su patología. Las pruebas diagnósticas de imagen utilizadas son las habituales realizadas para el seguimiento de los pacientes oncológicos por lo que nuestro estudio no precisa pruebas diagnósticas ni costes económicos añadidos a los propios del proceso de tratamiento y seguimiento habitual de la patología oncológica. Todos los pacientes son conocedores de dichas pruebas de imagen así como de la confidencialidad y anonimato de sus



resultados y datos personales habiendo dado su consentimiento para la realización de los mismos.

Los estudios a realizar fueron previamente sometidos a consideración del Comité Ético de Investigación Clínica (CEIC) el cuál emitió un informe favorable (ANEXOS: Informe CEIC).

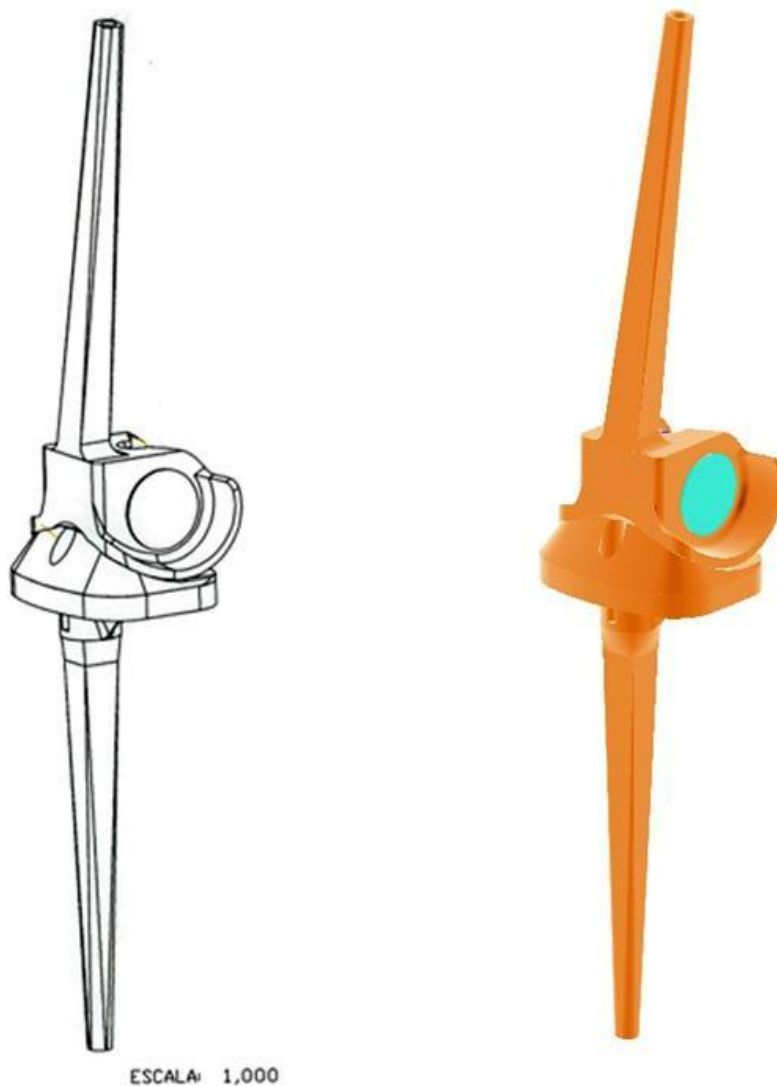
## **V.- RESULTADOS**



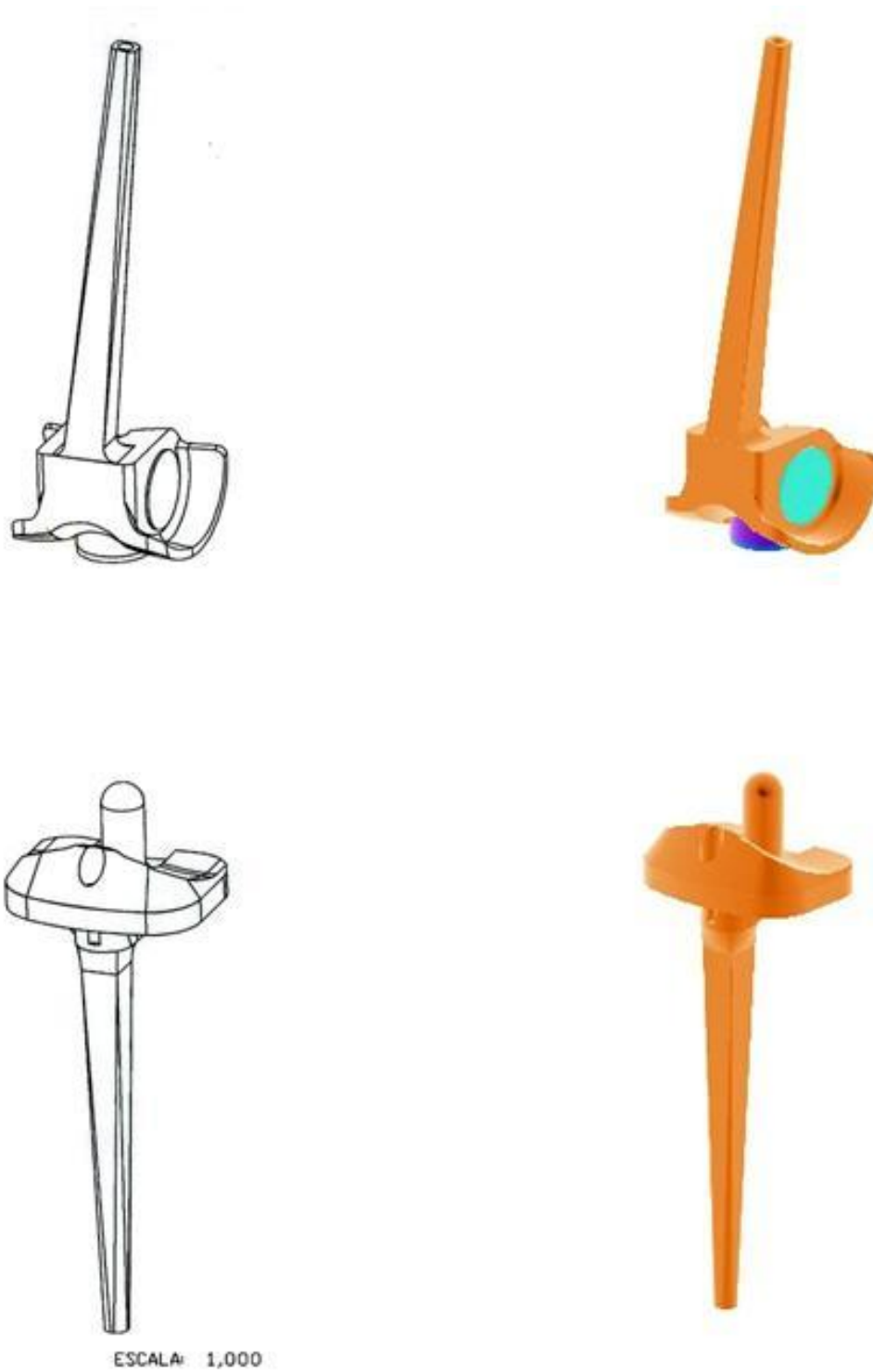
## 5.1.- ESTUDIO EXPERIMENTAL.

### 5.1.1.- MODELIZACIÓN GEOMÉTRICA DE LA PRÓTESIS

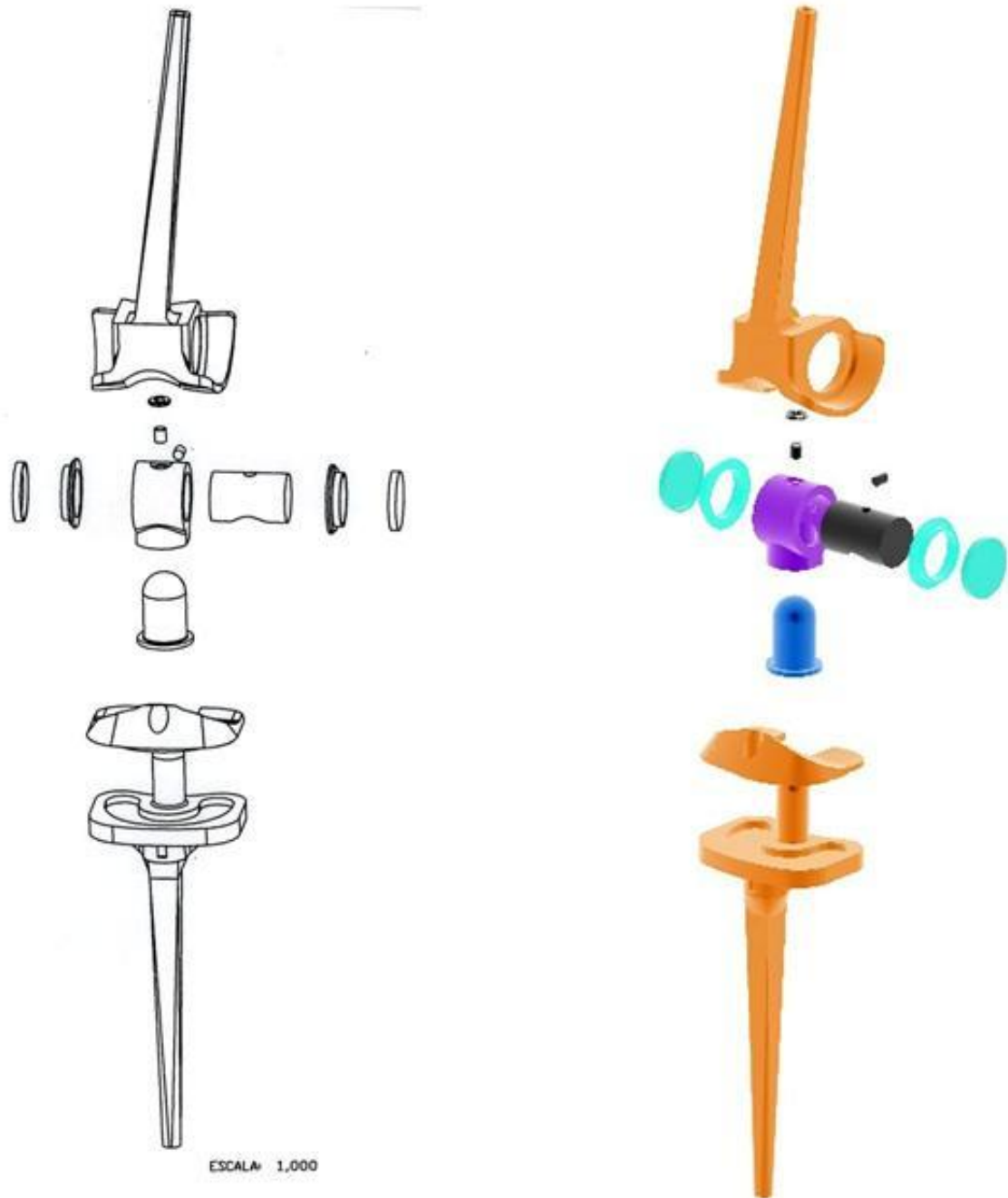
El modelo protésico informático obtenido a partir de las mediciones realizadas es el que se muestra en las siguientes páginas (Fig.19a, Fig.19b y Fig.19c):



**Figura 19a.** Modelo geométrico. PRÓTESIS MONTADA



**Figura 19b.** Modelo geométrico. PRÓTESIS EN DOS PARTES  
(SUPERIOR; INFERIOR)



**Figura 19c.** Modelo geométrico. PRÓTESIS DESMONTADA

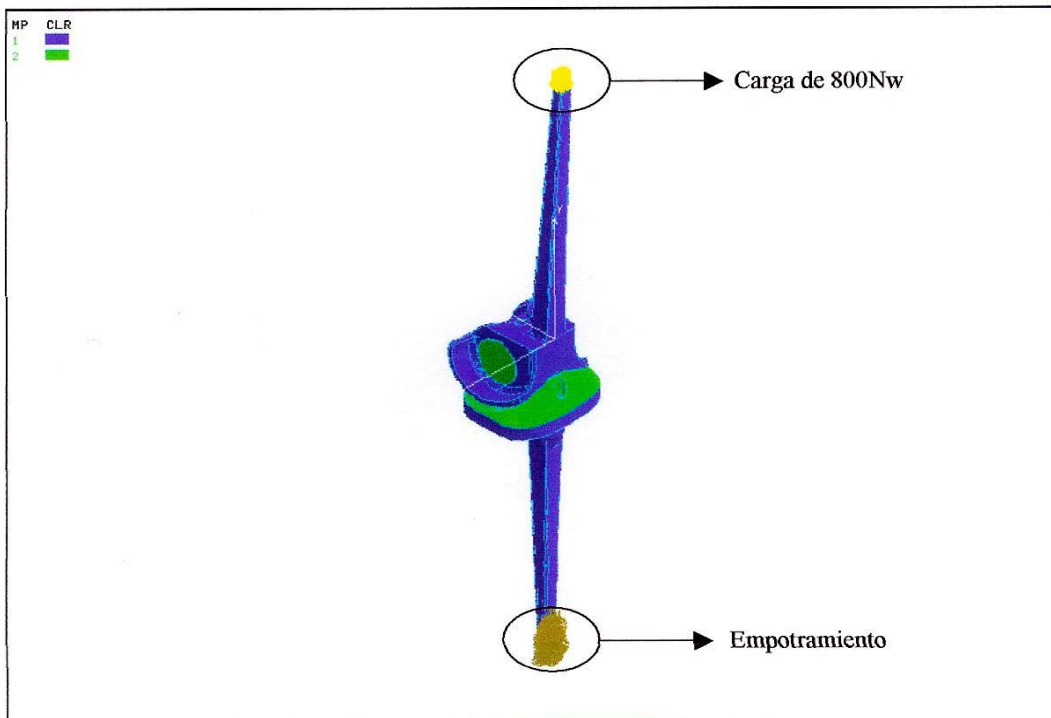
### ***5.1.2.- ANÁLISIS ESTÁTICO-RESISTENTES***

En las imágenes resultantes del cálculo informático utilizando el programa de elementos finitos COSMOS (capturas) mostradas a continuación, se observan diferenciadas las partes metálicas de la prótesis, constituidas de una aleación de Cromo-Cobalto-Molibdeno y las partes de componente plástico, formadas por Polietileno de alto peso molecular.

#### ***5.1.2.1.- ANÁLISIS ESTÁTICOS DE LA PRÓTESIS COMPLETA***

En los primeros análisis se analizó la prótesis sometida a una carga de 80Kg (800Nw) y en distintas posiciones, con el fin de buscar la más desfavorable. Los resultados del análisis de las diferentes piezas de la prótesis por separado, mostraron resultados similares a los obtenidos con la prótesis ensamblada.

Para estudiar el modelo, se introduce la carga de 800Nw en la parte superior de manera vertical, hallándose la prótesis empotrada en su parte interior como requerimiento técnico del sistema (restricción) (Figuras 20a y Fig.20b). En las secciones donde se produce el empotramiento, la concentración de esfuerzos es mayor que en otras partes de la geometría empleada, presentando unas condiciones altamente desfavorables, a nivel de las tensiones observadas (Von Mises) (Fig.21a y Fig.21b). Esto último se debe a la aparición de reacciones en dicha sección que, de forma natural, se transmitirían al resto de la estructura anatómica del ser humano y por ello, dichas tensiones no resultan representativas del comportamiento real del sistema.



*Modelo geométrico con cargas y restricciones*

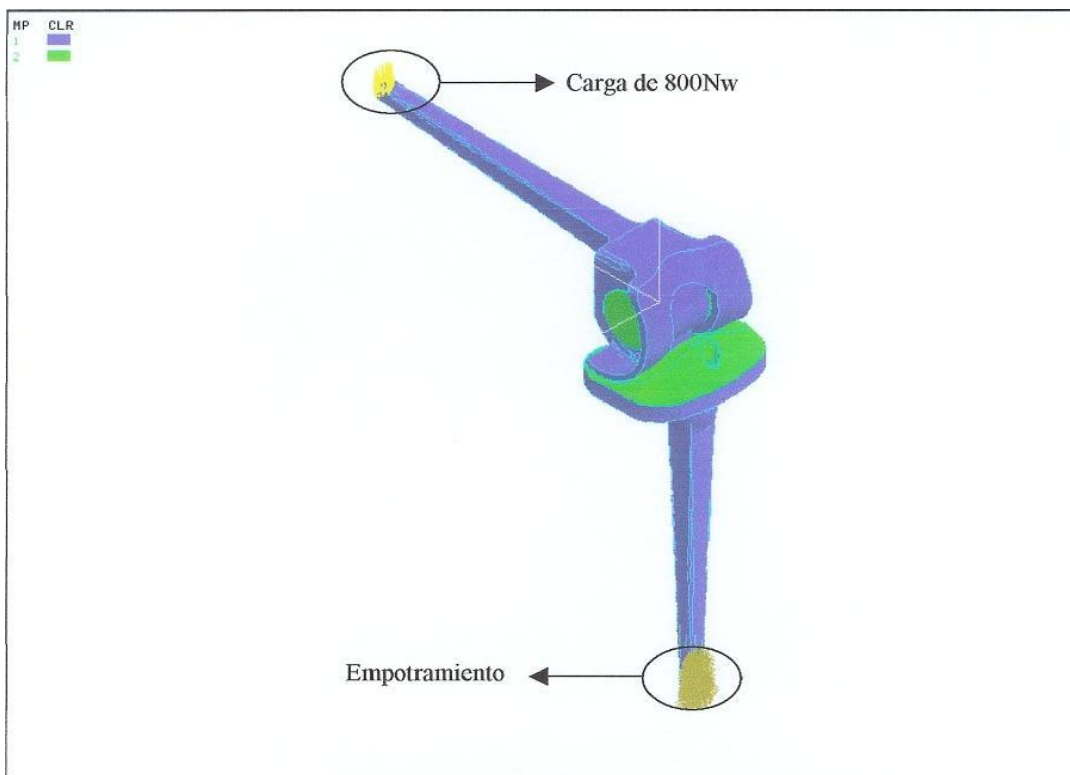


Fig. 20a y Fig.20 b. Modelos geométricos con carga y restricción a 0° y 90° de flexión de la prótesis.





*Tensiones producidas en el metal*



*Tensiones producidas en el plástico*

Fig.21a y Fig.21b Gráficos de tensiones en el metal y en el plástico de la prótesis a 60° de flexión. Se observa una concentración de tensiones en el extremo distal de la prótesis debida al efecto del empotramiento.

En las Figuras 22 a y b; 23 a y b; 24 a y b y 25 a y b, se observa como varían las tensiones en el conjunto protésico al aumentar el grado de flexión. Existe un aumento de global de las tensiones de Von Mises en el conjunto protésico al pasar de 0° a 90 ° de flexión. La situación más desfavorable se presenta a 90° de flexión, alcanzando valores próximos los 2100 MPa en la zona de empotramiento tibial y de 57 MPa en del polietileno articular.



*Tensiones producidas en el metal*

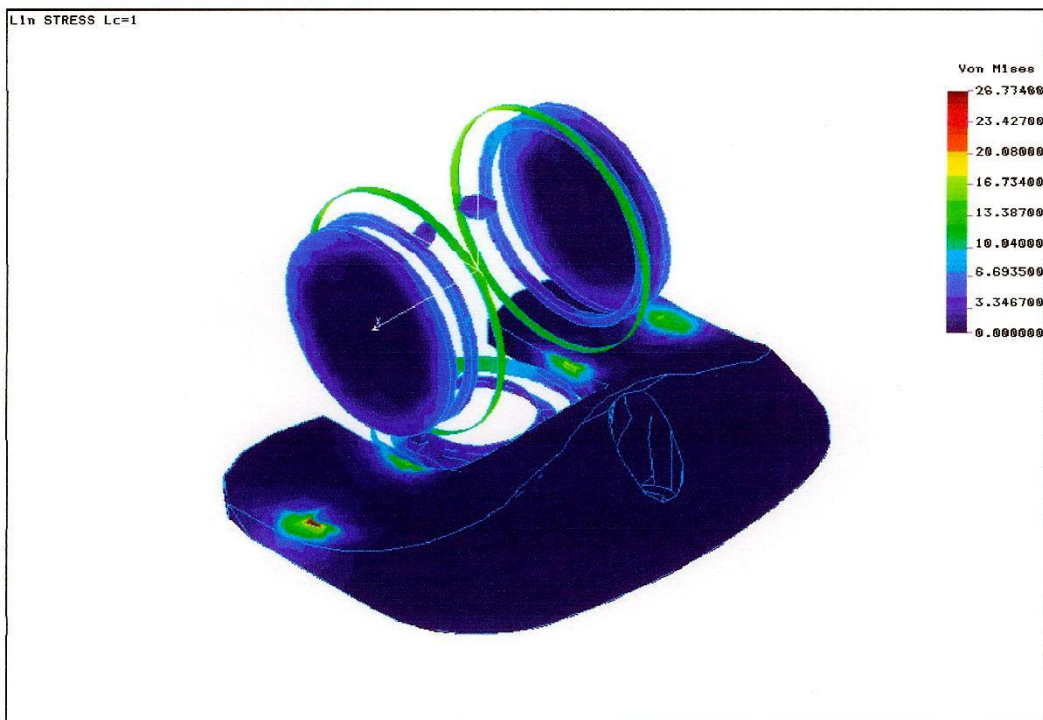


*Tensiones producidas en el plástico*

**Fig.22a y Fig.22b.** Prótesis a 0° de flexión.



*Tensiones producidas en el metal*



*Tensiones producidas en el plástico*

**Fig.23a y Fig.23b.** Prótesis a 30° de flexión



*Tensiones producidas en el metal*



*Tensiones producidas en el plástico*

**Fig.24a y Fig.24b.** Prótesis a 45° de flexión



*Tensiones producidas en el metal*



*Tensiones producidas en el plástico*

**Fig.25a y Fig.25b.** Prótesis a 90° de flexión

**5.1.3.- ANÁLISIS MEDIANTE ELEMENTOS FINITOS DEL CONJUNTO ARTICULAR RODILLA-PRÓTESIS**

**5.1.3.1- ANÁLISIS CINEMÁTICO DEL CONJUNTO:**

Se realizó un análisis cinemático con el fin de comprobar cómo evoluciona la distribución de las cargas a las que se encuentra sometida la pierna durante el movimiento de flexión/extensión en el paso normal.

Para ello se utilizó un módulo del programa *ProEngineer* denominado *ProMechanica/Motion* que sirve para el análisis del movimiento de todo tipo de mecanismos.

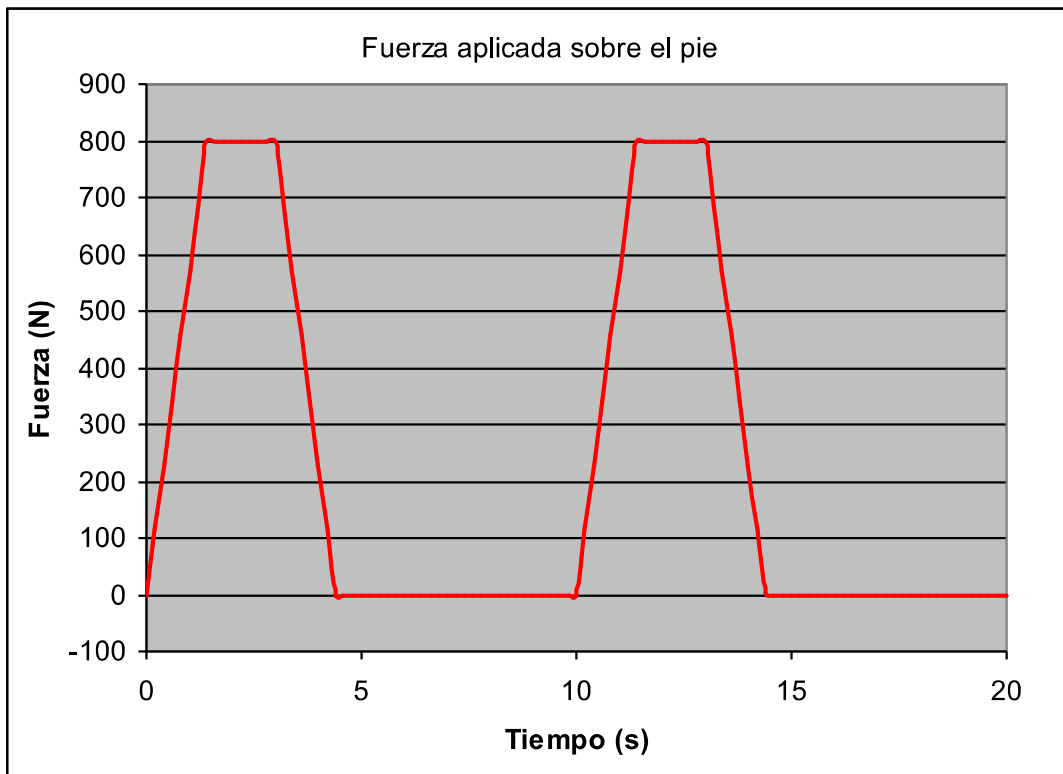
A partir del modelo obtenido 3D parametrizado en el programa *ProEngineer*, se introdujeron movimientos con el fin de simular el movimiento real de la pierna durante el paso normal (Fig.26). También se introdujo una carga de 80 Kg. de manera variable de forma similar a lo que ocurre durante el paso normal de una persona de peso medio



**Fig.26.** Modelo geométrico del conjunto Huesos-prótesis mostrando los movimientos de giro introducidos a nivel de las articulaciones de la cadera y de la rodilla (rótula) así como la fuerza aplicada

Para realizar el análisis se emplearon 20 segundos de tiempo durante los cuales la prótesis realizó dos movimientos de flexión/extensión completos con el fin de simular dos pasos.

Se aplicó una fuerza en la parte inferior de la prótesis con el fin de simular el peso que ha de soportar. Esta fuerza no se aplicó de manera constante sino que variaba en función de si la pierna se encontraba apoyada en el suelo o si por el contrario nos hallábamos en la fase de despegue o de retorno a la posición inicial del paso. Estos valores de carga reflejados en la gráfica y tabla siguientes oscilaban entre 0 y 800 Newtons (N) (Fig.27), (Tabla 4).



**Figura 27.** Gráfica de representación de la variación de la fuerza aplicada en función del tiempo.

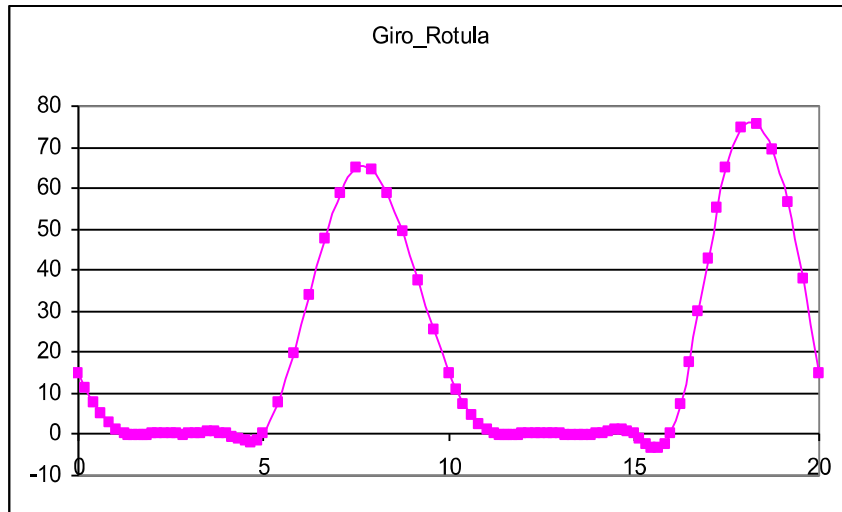
Time (s)	Force-Magnitudes (N)		
0	0	10,2	114,2857
0,2	114,2857	10,4	228,5714
0,4	228,5714	10,8	342,8571
0,6	342,8571	10,8	457,1428
0,8	457,1428	11	571,4286
1	571,4286	11,2	685,7143
1,2	685,7143	11,4	800
1,4	800	11,8	800
1,6	800	11,8	800
1,8	800	12	800
2	800	12,2	800
2,2	800	12,4	800
2,4	800	12,8	800
2,6	800	12,8	800
2,8	800	13	800
3	800	13,2	685,7143
3,2	685,7143	13,4	571,4286
3,4	571,4286	13,8	457,1428
3,6	457,1428	13,8	342,8571
3,8	342,8571	14	228,5714
4	228,5714	14,2	114,2857
4,2	114,2857	14,4	1,19E-11
4,4	0	14,8	0
4,6	0	14,8	0
4,8	0	15	0
5	0	15,2	0
5,2	0	15,4	0
5,4	0	15,8	0
5,6	0	16	0
5,8	0	16,2	0
6	0	16,4	0
6,2	0	16,8	0
6,4	0	16,8	0
6,6	0	17	0
6,8	0	17,2	0
7	0	17,4	0
7,2	0	17,8	0
7,4	0	17,8	0
7,6	0	18	0
7,8	0	18,2	0
8	0	18,4	0
8,2	0	18,8	0
8,4	0	18,8	0
8,6	0	19	0
8,8	0	19,2	0
9	0	19,4	0
9,2	0	19,8	0
9,4	0	19,8	0
9,6	0	20	0
9,8	0		
10	0		

**Tabla 4.** Valores de carga ejercida sobre el conjunto articular en intervalos de 0,2 segundos durante el movimiento del paso.

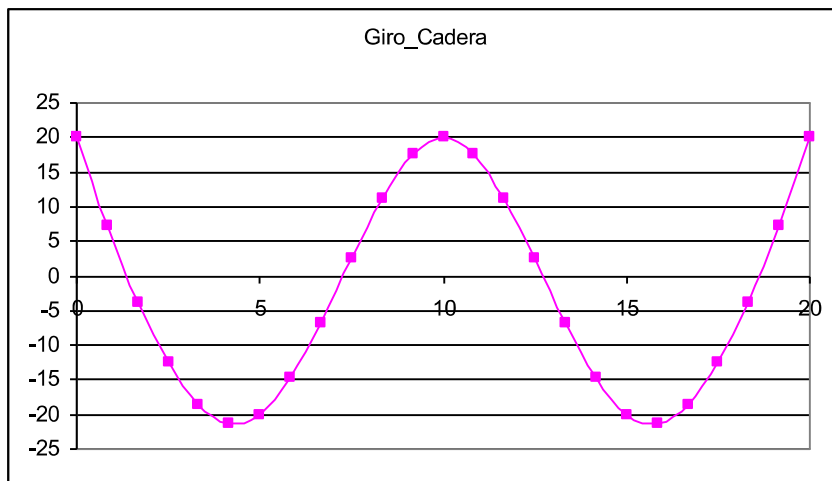
De igual forma se aplicaron movimientos de giro durante un tiempo de veinte segundos en las articulaciones de la rodilla (rótula) y de la cadera



para simular los movimientos de flexión y extensión normales (Fig.28 y Fig.29) Los ángulos de rotación valorados en grados, oscilaron entre 0 y 75° para la rodilla y -21 y + 21° para la cadera .



**Figura 28.** Gráfica del ángulo en grados de movimiento de la rodilla durante un tiempo de dos segundos



**Fig. 29.** Gráfica del ángulo en grados de movimiento de la cadera durante un tiempo de dos segundos

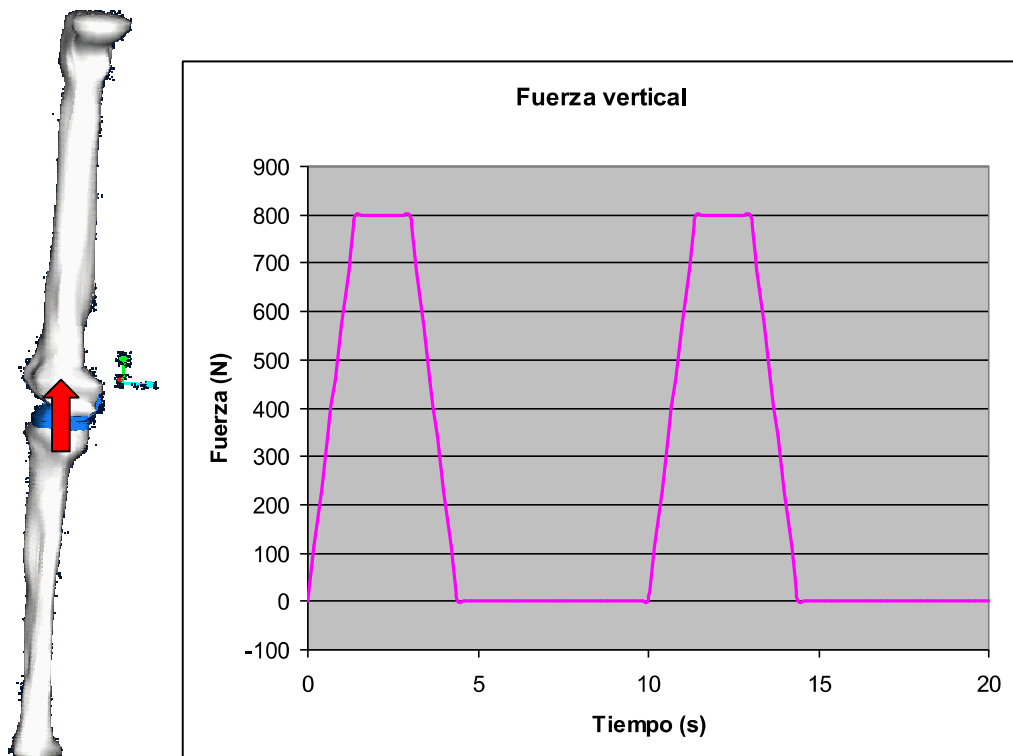
Reacciones en la rodilla y la cadera:

Se analizaron las reacciones que se producían en la rodilla y en el fémur proximal (cadera), valorando las fuerzas que intervenían en las tres direcciones del espacio (fuerza vertical absorbida, fuerza horizontal absorbida y fuerza lateral absorbida) así como el par de reacción generado.

Los resultados muestran como la principal fuerza que actúa sobre el sistema, tanto a nivel de la rodilla como del fémur proximal (cadera) es la fuerza vertical, siendo las fuerzas de reacción lateral y horizontal muy inferiores. (Figuras 31; 32; 33; 34 y 35) (Tablas 6; 7; 8; 9 y 10)

**Reacciones en la rodilla**

FUERZA VERTICAL ABSORBIDA

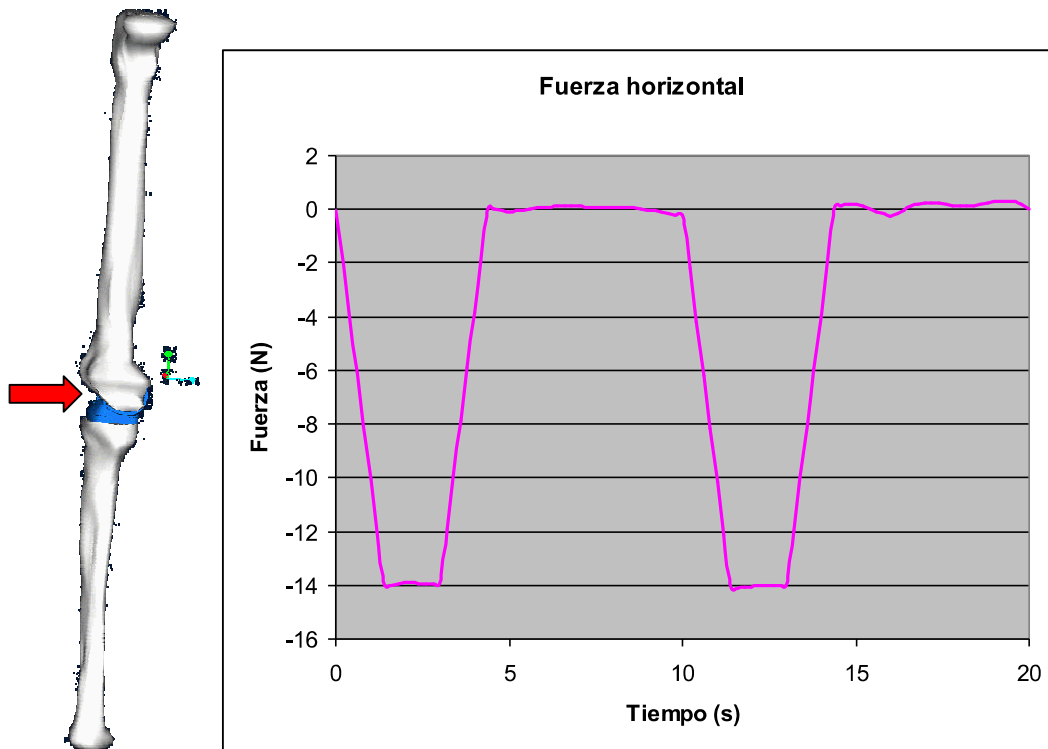


**Fig.31.** Modelo geométrico y gráfica mostrando la fuerza vertical absorbida en Newtons en la rodilla durante un periodo de 20 segundos.  
(Página anterior)

<b>Time</b>	<b>Fv</b>				
0	0,05759718	5,4	0,04918653	10,2	114,2573
0,2	114,1674	5,6	0,06083589	10,4	228,4906
0,4	228,3924	5,8	0,06533077	10,6	342,7158
0,6	342,6169	6	0,06056392	10,8	456,9346
0,8	456,8408	6,2	0,04614073	11	571,1485
1	571,0637	6,4	0,02316521	11,2	685,3587
1,2	685,2851	6,6	0,00620817	11,4	799,5627
1,4	799,5036	6,8	0,03934373	11,6	799,5445
1,6	799,5037	7	0,07362259	11,8	799,5291
1,8	799,5088	7,2	0,1066502	12	799,5176
2	799,5189	7,4	0,135979	12,2	799,5138
2,2	799,5285	7,6	0,1343377	12,4	799,5113
2,4	799,5365	7,8	0,1019151	12,6	799,5101
2,6	799,5431	8	0,06502403	12,8	799,5103
2,8	799,5486	8,2	0,02570985	13	799,5118
3	799,5529	8,4	-0,0132555	13,2	685,2932
3,2	685,3406	8,6	0,04830068	13,4	571,0754
3,4	571,1292	8,8	0,07550526	13,6	456,8582
3,6	456,918	9	0,09136384	13,8	342,6415
3,8	342,7061	9,2	0,09359637	14	228,4252
4	228,4921	9,4	0,08174392	14,2	114,2159
4,2	114,2577	9,6	0,05737694	14,4	0,01047365
4,4	0,0239868	9,8	0,02388888	14,6	0,0288702
4,6	0,0126921	10	0,0139977	14,8	0,04714008
4,8	0,00032718			15	0,06177285
5	0,02109943			15,2	0,0362532
5,2	0,03417585			15,4	0,01432501
				15,6	0,00516757
				15,8	-
					0,03526613
				16	-0,1003586
				16,2	-0,1471015
				16,4	-0,179188
				16,6	-0,1717033
				16,8	-0,116229
				17	0,02111283
				17,2	0,09435364
				17,4	0,2099558
				17,6	0,2644629
				17,8	0,254343
				18	0,235348
				18,2	0,2103192
				18,4	0,1773827
				18,6	0,1319575
				18,8	0,06876934
				19	0,01606499
				19,2	-0,1229494
				19,4	-0,2470033
				19,6	-0,3770328
				19,8	-0,4958448
				20	-0,5823169

**Tabla 5.** Tabla de resultados. Valores.de Fuerza vertical ejercida sobre la rodilla en intervalos de 0,2 segundos

FUERZA HORIZONTAL ABSORBIDA



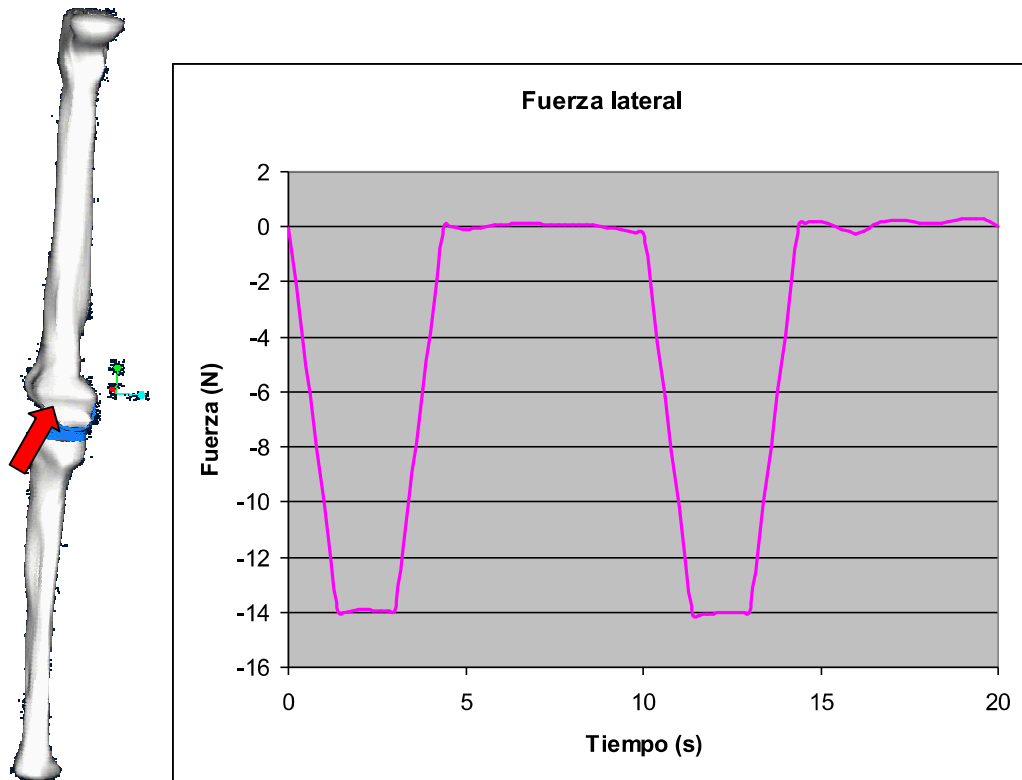
**Fig. 32.** Modelo geométrico y gráfica mostrando la fuerza Horizontal absorbida en Newtons en la rodilla durante un periodo de 20 segundos.

**Tabla 6.** Tabla de resultados. Valores.de Fuerza horizontal ejercida sobre la rodilla en intervalos de 0,2 segundos.

Time	F horizont
0	0,04257103
0,2	-2,041057
0,4	-4,039913
0,6	-6,039264
0,8	-8,039191
1	-10,0397
1,2	-12,04072
1,4	-14,01829
1,6	-13,98583
1,8	-13,9535
2	-13,92179
2,2	-13,92642
2,4	-13,93153
2,6	-13,93698
2,8	-13,94261
3	-13,94833
3,2	-11,92982
3,4	-9,911714
3,6	-7,893826
3,8	-5,875827
4	-3,857251
4,2	-1,900266
4,4	0,05660925
4,6	0,01136292
4,8	0,03329489
5	0,07574632
5,2	0,04822139
5,4	0,01855115
5,6	0,01209487
5,8	0,04184565
6	0,06828945
6,2	0,08899005
6,4	0,1021546
6,6	0,1072481
6,8	0,1053986
7	0,09952443
7,2	0,09420155
7,4	0,09532659
7,6	0,09376716
7,8	0,08749319
8	0,08483505
8,2	0,07980125
8,4	0,06781209
8,6	0,04617025
8,8	0,01433484
9	0,02614345
9,2	0,07209867
9,4	-0,1195819
9,6	-0,16487
9,8	-0,2054044

10	-0,240431	12,6	-14,01743	15,2	0,1142526	17,6	0,1621699
10,2	-2,225166	12,8	-14,00721	15,4	0,01970086	17,8	0,1172609
10,4	-4,209524	13	-13,99708	15,6	0,07526474	18	0,1039632
10,6	-6,194801	13,2	-11,98888	15,8	-0,1674994	18,2	0,1171755
10,8	-8,181517	13,4	-9,980958	16	-0,2491522	18,4	0,150931
11	-10,16966	13,6	-7,973378	16,2	-0,1404239	18,6	0,1981945
11,2	-12,15888	13,8	-5,966158	16,4	0,02000537	18,8	0,2502345
11,4	-14,13688	14	-3,959288	16,6	0,09878495	19	0,2962022
11,6	-14,10835	14,2	-1,923064	16,8	0,1952936	19,2	0,3234107
11,8	-14,07852	14,4	0,1119487	17	0,2504013	19,4	0,3186273
12	-14,0473	14,6	0,1439368	17,2	0,2563664	19,6	0,2704214
12,2	-14,03759	14,8	0,1755351	17,4	0,2222897	19,8	0,1722402
12,4	-14,02759	15	0,2079241			20	0,02549345

FUERZA LATERAL ABSORBIDA



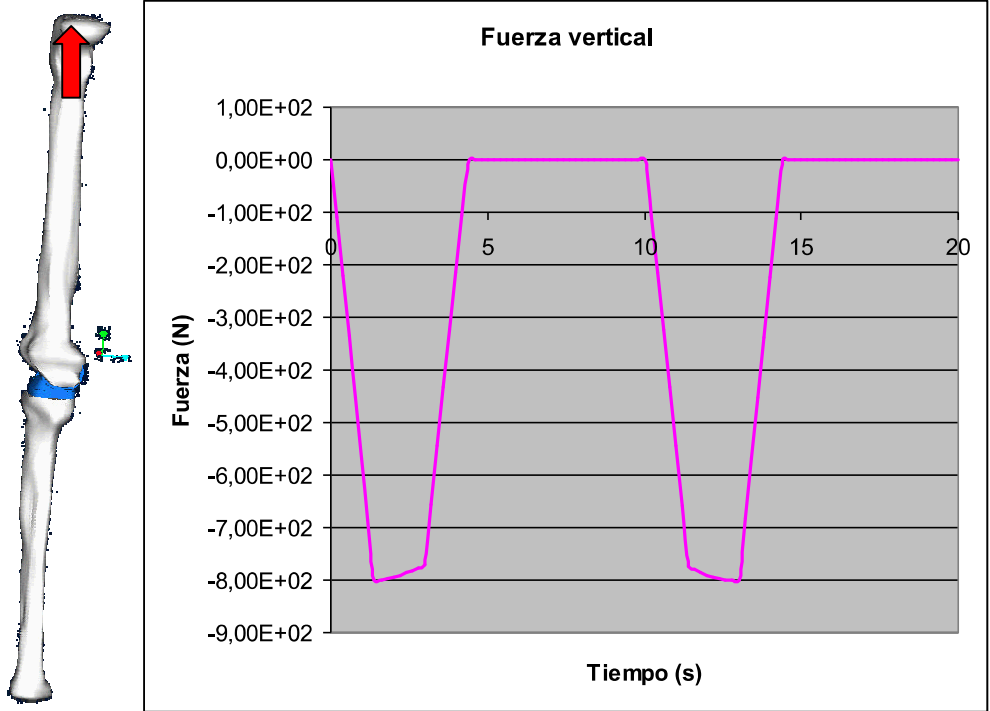
**Figura 33.** Modelo geométrico y gráfica mostrando la fuerza lateral absorbida en Newtons en la rodilla durante un periodo de 20 segundos.

**Tabla 7.** Tabla de resultados. Valores.de Fuerza lateral ejercida sobre la rodilla en intervalos de 0,2 segundos.

<b>Time</b>	<b>F lateral</b>				
0	0,04257103	5	0,07574632	10	-0,240431
0,2	-2,041057	5,2	0,04822139	10,2	-2,225166
0,4	-4,039913	5,4	0,01855115	10,4	-4,209524
0,6	-6,039264	5,6	0,01209487	10,6	-6,194801
0,8	-8,039191	5,8	0,04184565	10,8	-8,181517
1	-10,0397	6	0,06828945	11	-10,16966
1,2	-12,04072	6,2	0,08899005	11,2	-12,15888
1,4	-14,01829	6,4	0,1021546	11,4	-14,13688
1,6	-13,98583	6,6	0,1072481	11,6	-14,10835
1,8	-13,9535	6,8	0,1053986	11,8	-14,07852
2	-13,92179	7	0,09952443	12	-14,0473
2,2	-13,92642	7,2	0,09420155	12,2	-14,03759
2,4	-13,93153	7,4	0,09532659	12,4	-14,02759
2,6	-13,93698	7,6	0,09376716	12,6	-14,01743
2,8	-13,94261	7,8	0,08749319	12,8	-14,00721
3	-13,94833	8	0,08483505	13	-13,99708
3,2	-11,92982	8,2	0,07980125	13,2	-11,98888
3,4	-9,911714	8,4	0,06781209	13,4	-9,980958
3,6	-7,893826	8,6	0,04617025	13,6	-7,973378
3,8	-5,875827	8,8	0,01433484	13,8	-5,966158
4	-3,857251	9	0,02614345	14	-3,959288
4,2	-1,900266	9,2	0,07209867	14,2	-1,923064
4,4	0,05660925	9,4	-0,1195819	14,4	0,1119487
4,6	0,01136292	9,6	-0,16487	14,6	0,1439368
4,8	0,03329489	9,8	-0,2054044	14,8	0,1755351
				15	0,2079241
				15,2	0,1142526
				15,4	0,01970086
				15,6	0,07526474
				15,8	-0,1674994
				16	-0,2491522
				16,2	-0,1404239
				16,4	0,02000537
				16,6	0,09878495
				16,8	0,1952936
				17	0,2504013
				17,2	0,2563664
				17,4	0,2222897
				17,6	0,1621699
				17,8	0,1172609
				18	0,1039632
				18,2	0,1171755
				18,4	0,150931
				18,6	0,1981945
				18,8	0,2502345
				19	0,2962022
				19,2	0,3234107
				19,4	0,3186273
				19,6	0,2704214
				19,8	0,1722402
				20	0,02549345

*Reacciones en la cadera*

FUERZA VERTICAL ABSORBIDA



**Fig.34** Modelo geométrico y gráfica mostrando la fuerza vertical absorbida en Newtons en el fémur proximal durante un periodo de 20 segundos

**Tabla 8.** Tabla de resultados. Valores.de Fuerza vertical ejercida sobre el fémur proximal en intervalos de 0,2 segundos.

Time	Fvertical				
0	1,31E-01		8,00E+02		
	-		-		
0,2	1,09E+02	1,6	7,99E+02	3	7,71E+02
	-		-		-
0,4	2,21E+02	1,8	7,97E+02	3,2	6,56E+02
	-		-		-
0,6	3,35E+02	2	7,94E+02	3,4	5,44E+02
	-		-		-
0,8	4,51E+02	2,2	7,91E+02	3,6	4,33E+02
	-		-		-
1	5,68E+02	2,4	7,86E+02	3,8	3,23E+02
	-		-		-
1,2	6,84E+02	2,6	7,81E+02	4	2,15E+02
	-		-		-
1,4	-	2,8	7,76E+02	4,2	1,07E+02
	-		-		-
	-		-	4,4	5,16E-04
	-		-		-
	-		-	4,6	-4,83E-03
	-		-		-
	-		-	4,8	-7,20E-03
	-		-		-
	-		-	5	2,79E-04
	-		-		-
	-		-	5,2	2,54E-02
	-		-		-
	-		-	5,4	5,28E-02
	-		-		-
	-		-	5,6	7,64E-02
	-		-		-
	-		-	5,8	9,16E-02
	-		-		-
	-		-	6	9,52E-02
	-		-		-
	-		-	6,2	8,61E-02
	-		-		-
	-		-	6,4	6,51E-02
	-		-		-
	-		-	6,6	3,50E-02

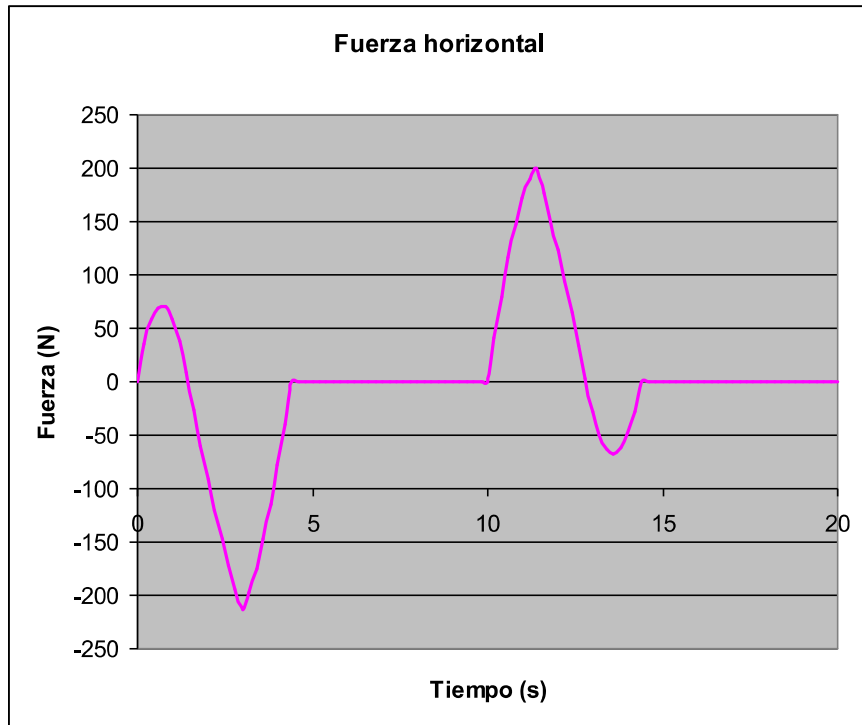
6,8	-8,95E-04
7	-3,88E-02
7,2	-7,57E-02
7,4	-1,09E-01
7,6	-1,12E-01
7,8	-8,38E-02
8	-5,18E-02
8,2	-1,74E-02
8,4	1,77E-02
8,6	5,14E-02
8,8	8,09E-02
9	1,03E-01
9,2	1,16E-01
9,4	1,18E-01
9,6	1,08E-01
9,8	8,98E-02
10	6,59E-02
10,2	1,07E+02
10,4	-

	2,14E+02
10,6	3,23E+02
10,8	4,33E+02
11	5,45E+02
11,2	6,59E+02
11,4	7,74E+02
11,6	7,80E+02
11,8	7,85E+02
12	7,90E+02
12,2	7,94E+02
12,4	7,97E+02
12,6	7,99E+02
12,8	8,00E+02
13	7,99E+02
13,2	6,84E+02
13,4	5,68E+02

13,6	4,52E+02
13,8	3,37E+02
14	2,23E+02
14,2	1,11E+02
14,4	3,65E-02
14,6	2,85E-02
14,8	2,16E-02
15	1,94E-02
15,2	1,07E-02
15,4	-3,35E-03
15,6	-2,02E-02
15,8	-2,54E-02
16	7,64E-03
16,2	9,29E-02
16,4	1,68E-01
16,6	2,02E-01
16,8	1,81E-01
17	1,04E-01
17,2	-8,63E-03

17,4	-1,34E-01
17,6	-2,04E-01
17,8	-2,05E-01
18	-1,90E-01
18,2	-1,65E-01
18,4	-1,33E-01
18,6	-9,01E-02
18,8	-3,45E-02
19	3,78E-02
19,2	1,29E-01
19,4	2,37E-01
19,6	3,59E-01
19,8	4,84E-01
20	6,00E-01

**FUERZA HORIZONTAL ABSORBIDA**



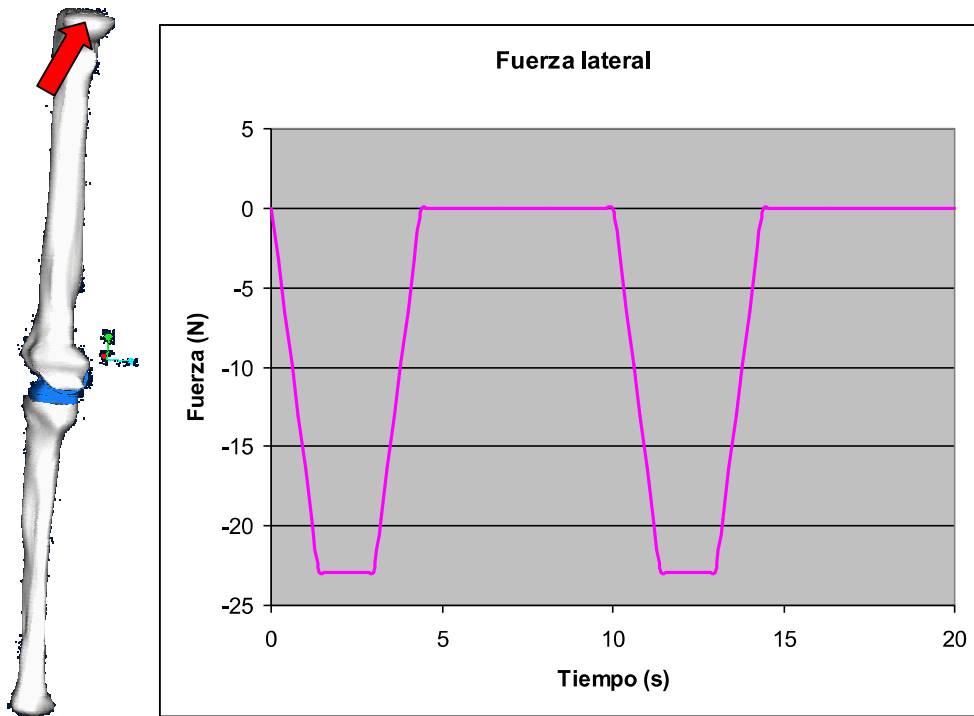


**Fig.35.** Modelo geométrico y gráfica mostrando la fuerza Horizontal absorbida en Newtons en el fémur proximal durante un periodo de 20 segundos. (Página anterior).

**Tabla 9.** Tabla de resultados. Valores.de Fuerza horizontal ejercida sobre el fémur proximal en intervalos de 0,2 segundos.

<i>Time</i>	<i>Fh</i>				
0	0,0001263		0,00927223		
0,2	34,98618		-	9,6	0,2304579
0,4	58,12885	5,2	0,02294806	9,8	0,2869427
0,6	69,63873		-	10	0,340445
0,8	69,87468	5,4	0,03891978	10,2	40,97341
1	59,33336		-	10,4	79,91184
1,2	38,63706	5,6	0,05797472	10,6	115,6087
1,4	8,496439		-	10,8	146,663
1,6	-26,46882	5,8	0,07923247	11	171,8166
1,8	-59,63853	6	-0,1002795	11,2	189,9569
2	-90,86058		-	11,4	200,1118
2,2	-119,9657	6,2	-0,1178357	11,6	176,3247
2,4	-146,8729		-	11,8	150,5139
2,6	-171,4813	6,4	-0,1287398	12	122,987
2,8	-193,7032		-	12,2	94,09167
3	-213,4617	6,6	-0,1309692	12,4	64,14562
3,2	-197,7726		-	12,6	33,50213
3,4	-175,3065	6,8	-0,1244132	12,8	2,523531
3,6	-147,1405		-	13	-28,42316
3,8	-114,3869	7,2	0,09575172	13,2	-50,54858
4	-78,19306		-	13,4	-63,40741
4,2	-39,67995	7,4	0,08412009	13,6	-67,12415
4,4	-0,1413316		-	13,8	-62,03034
4,6	0,09766437	7,6	0,06941891	14	-48,65611
4,8	0,05382519		-	14,2	-27,74961
5	-	7,8	0,05324251	14,4	-0,1740034
			-	14,6	-0,2175402
		8,2	0,03496101	14,8	-0,2609927
			-	15	-0,3041804
		8,4	-0,0219972		
			-		
		8,6	0,00124904	15,2	-0,2047874
			-	15,4	-0,1060313
		8,8	0,0292428		-
			-	15,6	0,00786764
		9	0,06967456	15,8	0,09166273
			-	16	0,19398
		9,2	0,1185918	16,2	0,1110764
			-	16,4	0,01018382
		9,4	0,1732896	16,6	-0,1045157
			-	16,8	-0,2143604
			-	17	-0,2952486
			-	17,2	-0,3304538
			-	17,4	-0,3205035
			-	17,6	-0,2648849
			-	17,8	-0,208327
			-	18	-0,181327
			-	18,2	-0,1807351
			-	18,4	-0,2016852
			-	18,6	-0,2383413
			-	18,8	-0,2838823
			-	19	-0,3302596
			-	19,2	-0,3681423
			-	19,4	-0,3873364
			-	19,6	-0,3778149
			-	19,8	-0,3313168
			-	20	-0,2432672

FUERZA LATERAL ABSORBIDA



**Fig. 36** Modelo geométrico y gráfica mostrando la fuerza lateral absorbida en Newtons en el fémur proximal durante un periodo de 20 segundos

**Tabla 10.** Tabla de resultados. Valores.de Fuerza lateral ejercida sobre el fémur proximal en intervalos de 0,2 segundos.

Time	F lateral
0	-3,663E-08
0,2	-3,270583
0,4	-6,541149
0,6	-9,811701
0,8	-13,08224
1	-16,35276
1,2	-19,62328
1,4	-22,89378
1,6	-22,89375
1,8	-22,89371
2	-22,89368
2,2	-22,89365
2,4	-22,89363
2,6	-22,89361
2,8	-22,89359
3	-22,89357
3,2	-19,62305
3,4	-16,35253
3,6	-13,08202
3,8	-9,811513
4	-6,541007
4,2	-3,270503
4,4	1,9902E-07
4,6	2,0423E-07
4,8	2,1052E-07
5	2,1933E-07
5,2	2,0353E-07
5,4	1,8663E-07
5,6	1,6679E-07
5,8	1,4285E-07
6	1,1458E-07
6,2	8,2726E-08
6,4	4,8923E-08
6,6	1,534E-08
6,8	-1,5775E-08
7	-4,2579E-08
7,2	-6,4032E-08
7,4	-8,0129E-08
7,6	-9,2244E-08
7,8	-1,0392E-07
8	-1,1711E-07

## RESULTADOS

8,2	-1,3265E-07	16,6	1,8782E-07
8,4	-1,5061E-07	16,8	1,7147E-07
8,6	-1,704E-07	17	1,472E-07
8,8	-1,9096E-07	17,2	1,1958E-07
9	-2,1106E-07	17,4	9,4928E-08
9,2	-2,2955E-07	17,6	7,8673E-08
9,4	-2,4575E-07	17,8	7,0147E-08
9,6	-2,5963E-07	18	6,7031E-08
9,8	-2,7201E-07	18,2	6,6896E-08
10	-2,8454E-07	18,4	6,7138E-08
10,2	-3,270591	18,6	6,5032E-08
10,4	-6,541179	18,8	5,776E-08
10,6	-9,811763	19	4,2534E-08
10,8	-13,08234	19,2	1,6852E-08
11	-16,35291	19,4	-2,1102E-08
11,2	-19,62347	19,6	-7,1951E-08
11,4	-22,89402	19,8	-1,3464E-07
11,6	-22,89399	20	-2,0608E-07
11,8	-22,89395		
12	-22,89392		
12,2	-22,89388		
12,4	-22,89385		
12,6	-22,89381		
12,8	-22,89378		
13	-22,89375		
13,2	-19,62318		
13,4	-16,35263		
13,6	-13,08209		
13,8	-9,811556		
14	-6,541031		
14,2	-3,270513		
14,4	1,2901E-07		
14,6	1,5841E-07		
14,8	1,8757E-07		
15	2,152E-07		
15,2	2,123E-07		
15,4	2,0558E-07		
15,6	1,9811E-07		
15,8	1,9292E-07		
16	1,9234E-07		
16,2	1,9494E-07		
16,4	1,9494E-07		

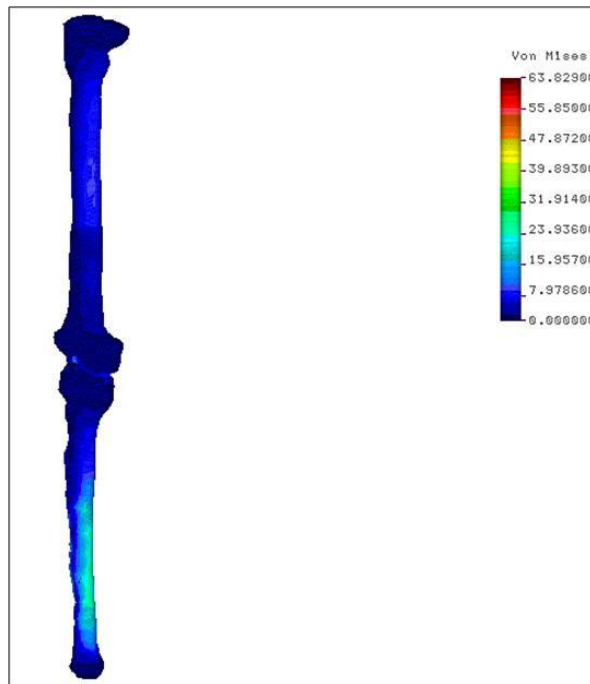
**5.1.3.2.- ANÁLISIS ESTÁTICOS DE LA ARTICULACIÓN CON LA PRÓTESIS CENTRADA EN EL CANAL MEDULAR:**

En las capturas resultantes del cálculo informático utilizando el programa de elementos finitos del conjunto prótesis total de rodilla-huesos, se observan diferenciadas las partes metálicas de la prótesis, (aleación de Cromo-Cobalto-Molibdeno); las partes de componente plástico (Polietileno de alto peso molecular) y las partes óseas receptoras de la prótesis (fémur y tibia).

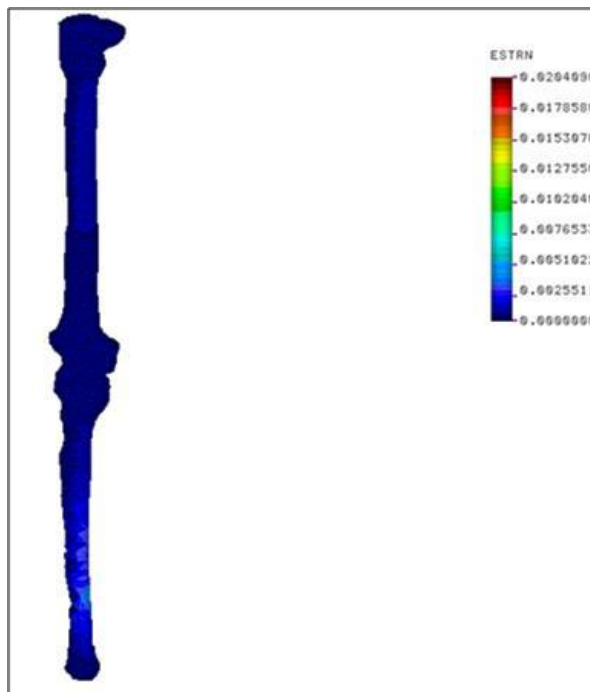
La articulación completa fue sometida a una carga de 80Kg (800 Nw) en distintas posiciones con el fin de buscar aquella que resultaba más desfavorable. La carga, se introdujo en la parte superior de manera vertical, hallándose la prótesis empotrada en su parte inferior como restricción del sistema. Los resultados muestran que en las secciones donde se produce el empotramiento, la concentración de esfuerzos es mayor que en otras partes de la geometría empleada, presentando estas secciones unas condiciones altamente desfavorables, a nivel de las tensiones observadas (Von Mises).

Las figuras siguientes muestran a modo de ejemplo los modelos creados del conjunto prótesis total de rodilla-huesos junto al análisis de tensiones y desplazamientos (deformación). Los modelos han sido reproducidos bajo diferentes situaciones de flexión de la rodilla (0°; 30°; 45° y 90°). (Figuras 37 a 42).

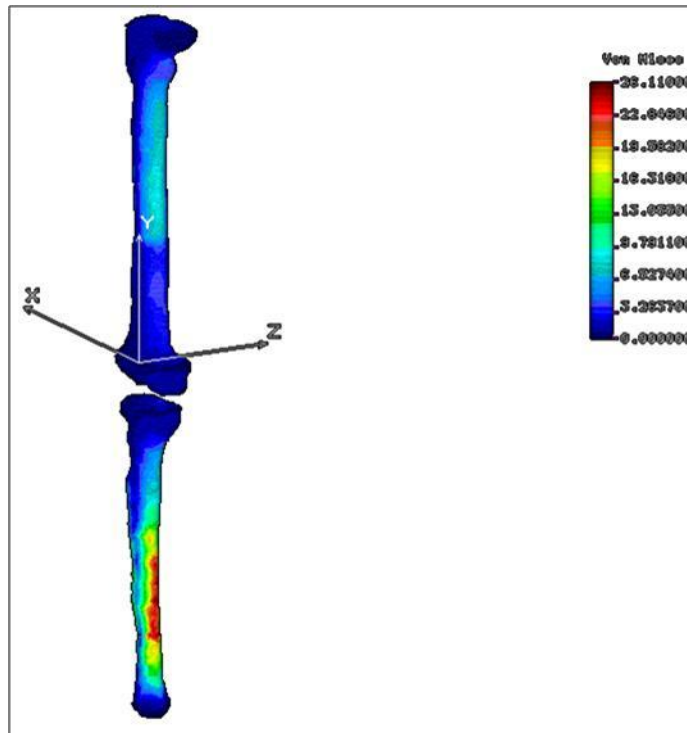
POSICIÓN FLEXIONADA 0°



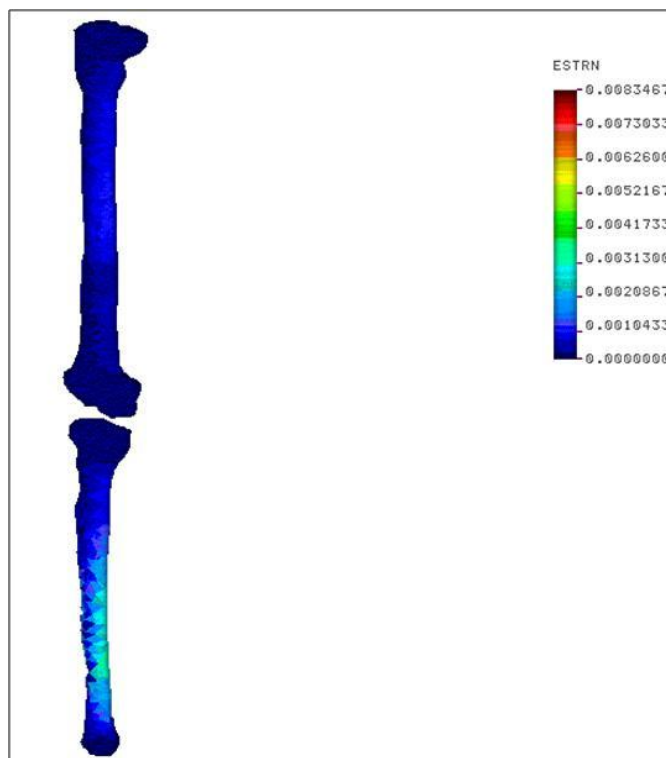
**Fig.37.** *Distribución de esfuerzos en el conjunto*



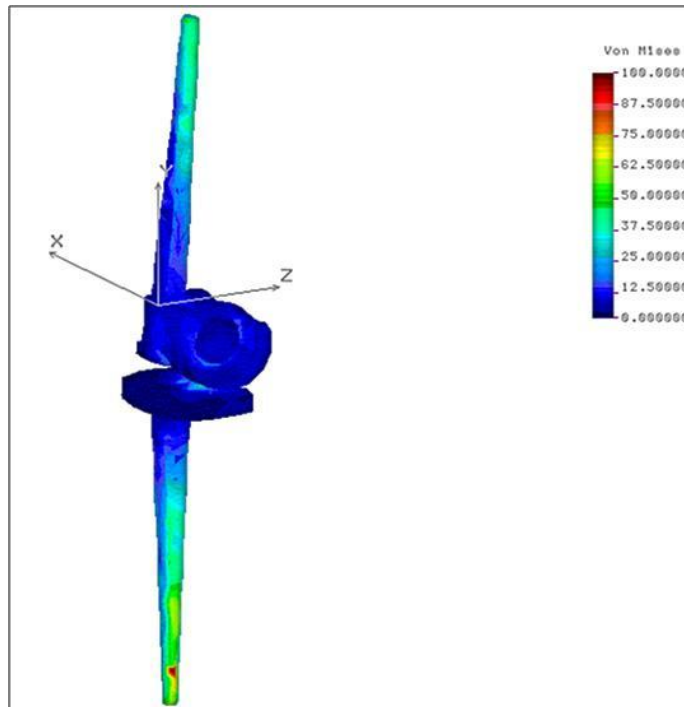
**Fig.38.** *Distribución de deformaciones en el conjunto*



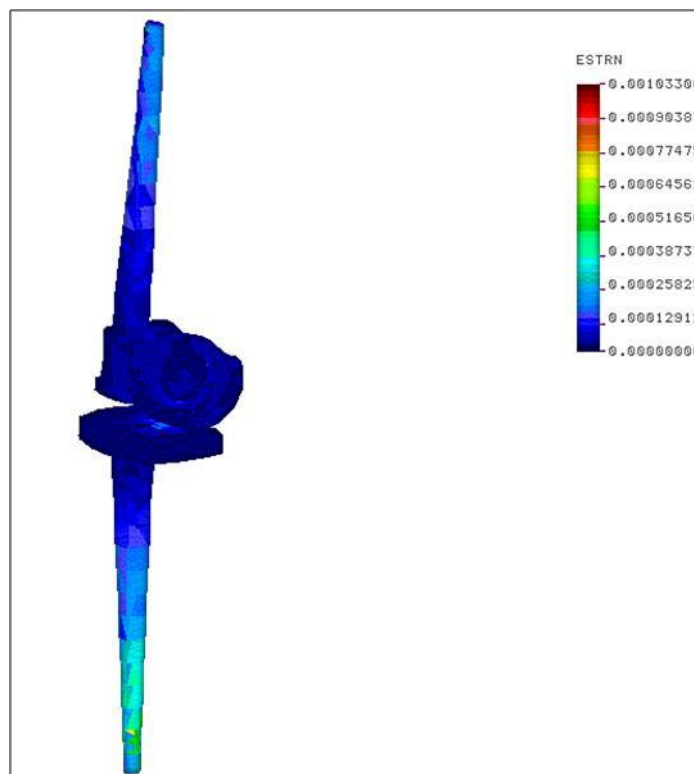
**Fig.39.** *Distribución de esfuerzos en el material hueso*



**Fig.40.** *Distribución de deformaciones en el material hueso*



**Fig.41.** *Distribución de esfuerzos en el material metálico*



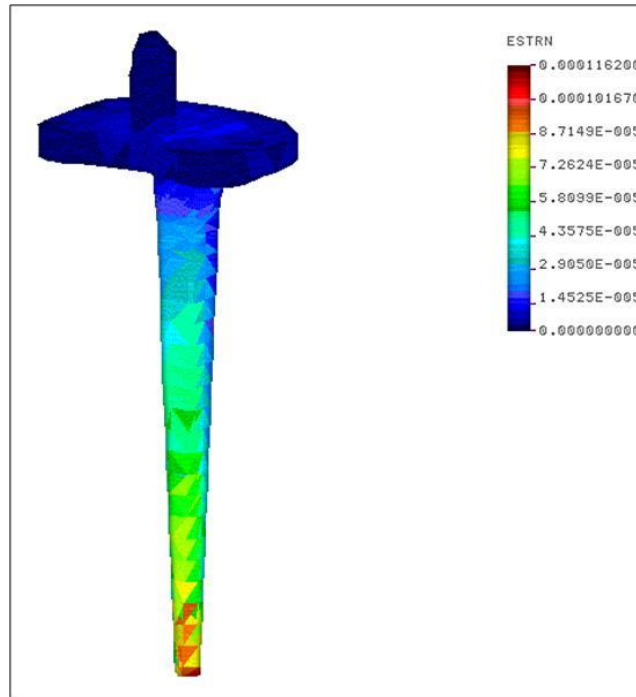
**Fig.42.** *Distribución de deformaciones en el material Metálico*

Se observa cómo se produce una concentración de esfuerzos en ambos huesos cerca de la sección en la que finaliza el contacto entre el hueso y el metal, potenciada en el caso de la tibia por encontrarse la base de esta empotrada. La restricción impuesta a los desplazamientos y giros del conjunto en dicha sección, provoca, debido a la aparición de esfuerzos de reacción, un incremento en las tensiones generadas en esta localización. El análisis de tensiones (von Mises) en esta sección alcanza valores próximos a 410 Mpa en el componente tibial con el aumento de la flexión.

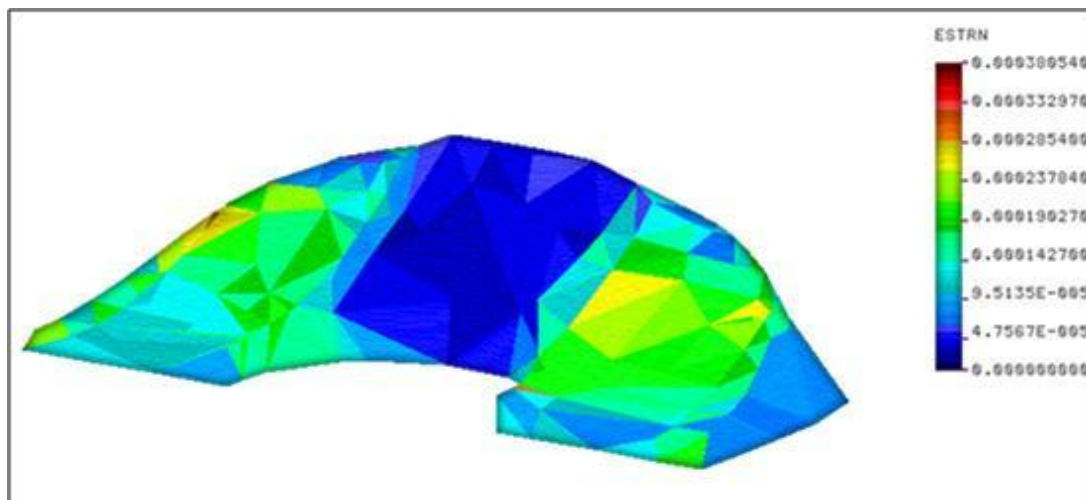
El aumento en las tensiones de la sección donde se produce el cambio de 2 materiales a uno sólo es debido a la variación significativa de la rigidez del conjunto que provoca una concentración de tensiones por la brusca deformación. La parte crítica de la estructura es la sección en la que finaliza el vástago de la prótesis, ya que se produce en ella una fuerte variación en la rigidez de la estructura observándose en dicha zona un mayor nivel de tensiones

Se observa como en igualdad de condiciones, los mayores valores de concentración de tensiones se dan en el material más rígido: el material metálico. Las mayores deformaciones, en cambio, se producen en el material más flexible: el material plástico, que absorbe los esfuerzos recibidos deformándose debido a su bajo módulo elástico. (Figuras 43 a 46).



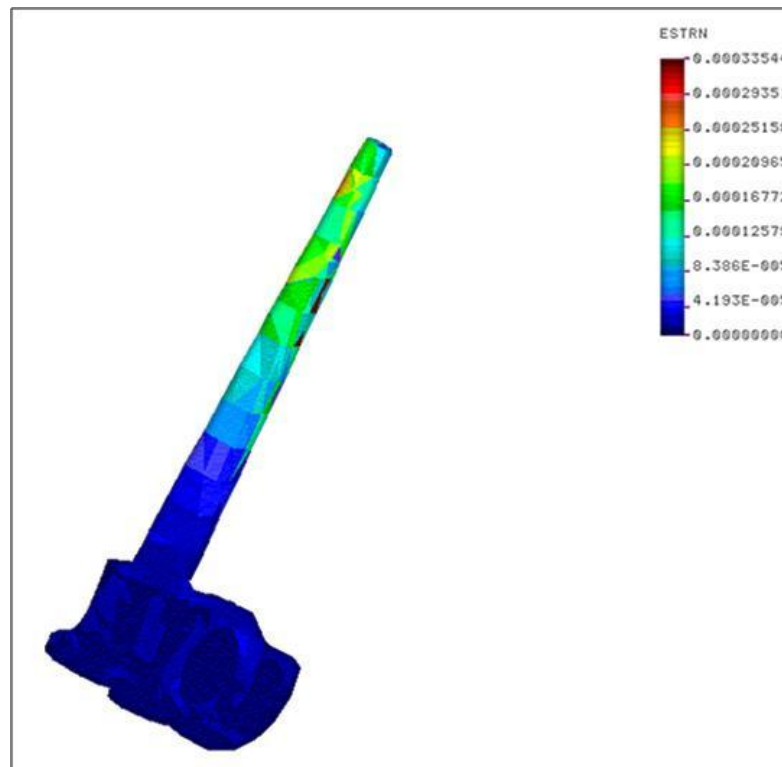


**Fig. 43.** *Gráfico de desplazamientos en el material metálico*

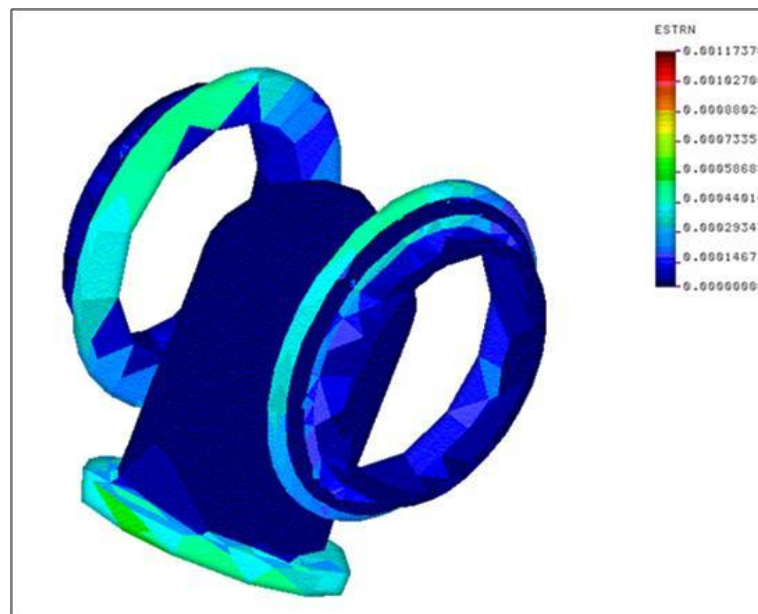


*Gráfico de desplazamientos totales en el material plástico*

**Fig. 44.** Desplazamientos en material metálico y plástico a 0° de flexión



**Fig.45.** Gráfico de desplazamientos en el material metálico



*Gráfico de desplazamientos totales en el material plástico.*

**Fig.46.** Desplazamientos en material metálico y plástico a 30° de flexión

De forma similar a lo que sucede con la prótesis aislada, existe un aumento global de las tensiones de Von Mises en el conjunto huesos-prótesis al pasar de 0° a 90 ° de flexión. Sin considerar los efectos tensionales derivados del empotramiento de la prótesis, la situación más desfavorable se presenta a 90° de flexión, alcanzando valores próximos a los 100 MPa a nivel del vástago del componente protésico femoral.

De entre todos los casos de simulación realizados por medio del software de elementos finitos, la sección más crítica al ejercer los esfuerzos propios de la articulación de la rodilla, es la sección en la que se produce una variación brusca de rigideces. Las regiones en que se produce el paso de dos materiales a uno son aquellas en las que se observa una mayor concentración de tensiones pudiendo considerarlas como las más desfavorecidas. Los resultados muestran también que, en las secciones donde se produce el empotramiento, la concentración de esfuerzos es mayor que en otras partes de la geometría empleada. La sección del empotramiento presenta unas condiciones altamente desfavorables, tanto a nivel de tensiones como de deformaciones debido a la aparición de reacciones en dicha sección que, de forma natural, se transmitirían al resto de la estructura anatómica del ser humano y, por ello, dichas tensiones no pueden considerarse representativas del comportamiento real del sistema. Observamos que del conjunto de materiales estudiados, aquellos que son más rígidos (metal) soportan una mayor tensión, mientras que los más elásticos (plástico) presentan una mayor deformación que alivia los esfuerzos recibidos.

La parte crítica de la estructura es la sección en la que finaliza el vástago de la prótesis, ya que se produce en ella una fuerte variación en la rigidez de la estructura observándose en dicha zona un mayor nivel de tensiones.

**5.1.3.2.1.- ANÁLISIS ESTÁTICOS DE LOS ELEMENTOS ARTICULARES CON LA PRÓTESIS CENTRADA EN EL CANAL MEDULAR**

A lo largo del presente apartado se mostrarán los resultados del comportamiento estructural del conjunto óseo con la prótesis centrada en el canal medular, ante los esfuerzos correspondientes al peso de una persona media (80 Kg. aproximadamente) en una determinada posición, observando las reacciones sobre los elementos del conjunto de la extremidad inferior.

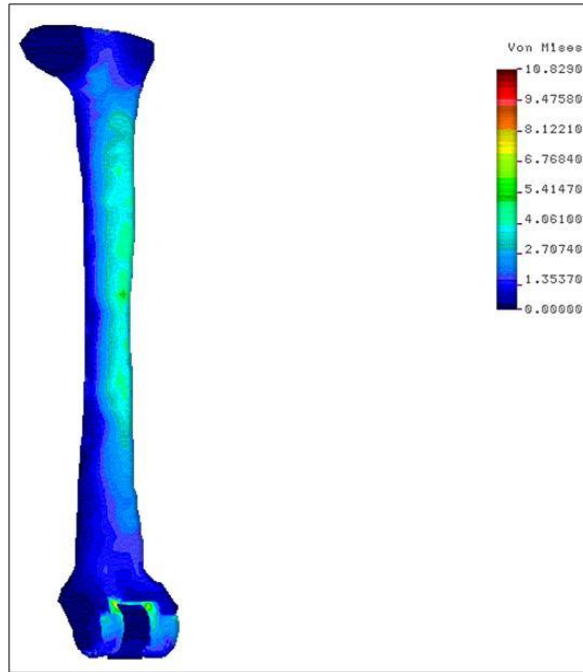
Las posiciones estudiadas corresponden a:

- Prótesis sin flexionar: 0° de inclinación.
- Prótesis en proceso de flexión: 30° de inclinación.
- .Prótesis en proceso de flexión 45° de inclinación.
- Prótesis flexionada: 90° de inclinación.

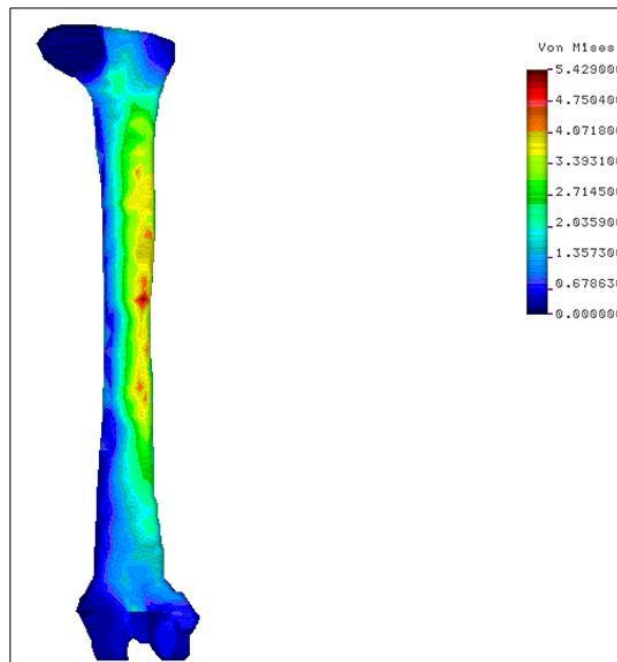
(Figuras 47 a 68).

POSICIÓN FLEXIONADA 0°

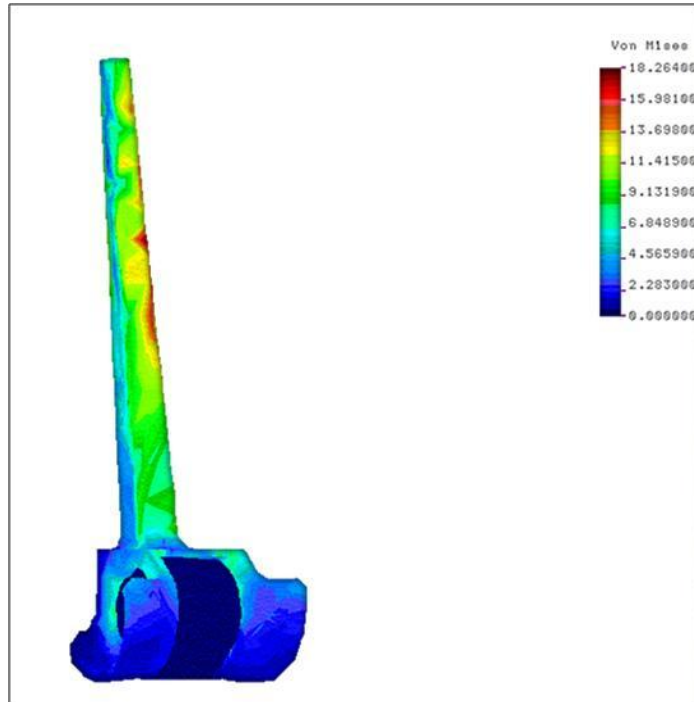
*Análisis de la parte superior de la prótesis:*



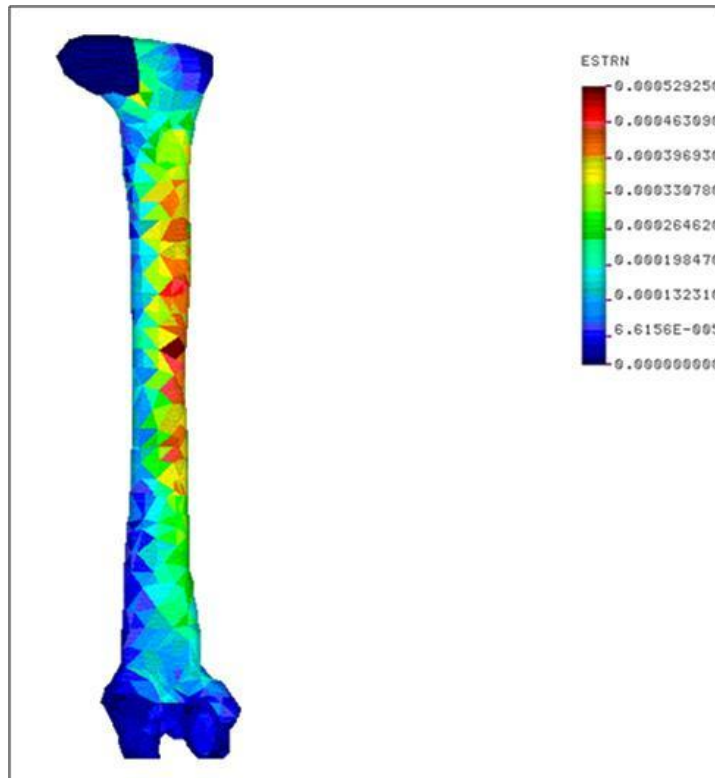
**Fig.47.** Gráfico de la distribución de esfuerzos en el conjunto



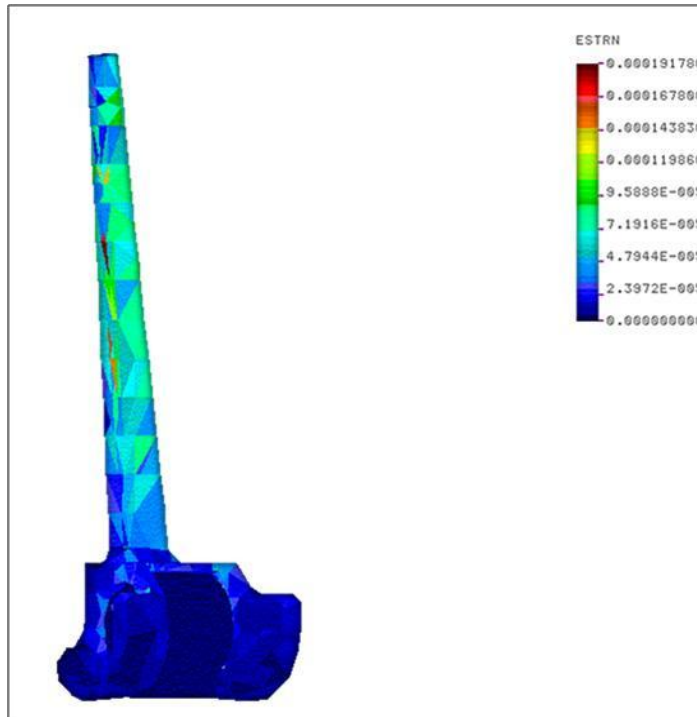
**Fig.48.** Gráfico de la distribución de esfuerzos en el hueso



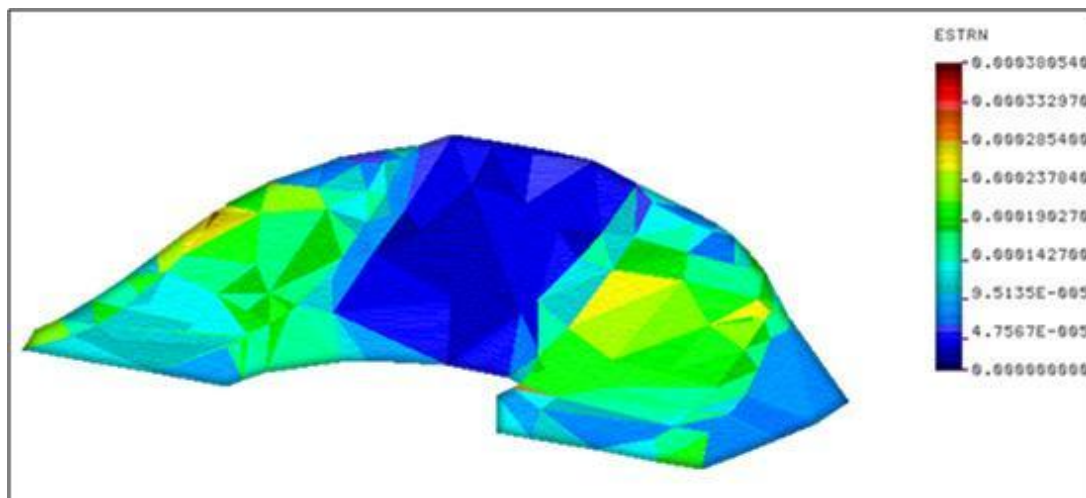
**Fig.49.** Gráfico de la distribución de esfuerzos en el material metálico



**Fig.50.** Gráfico de desplazamientos totales en el material hueso



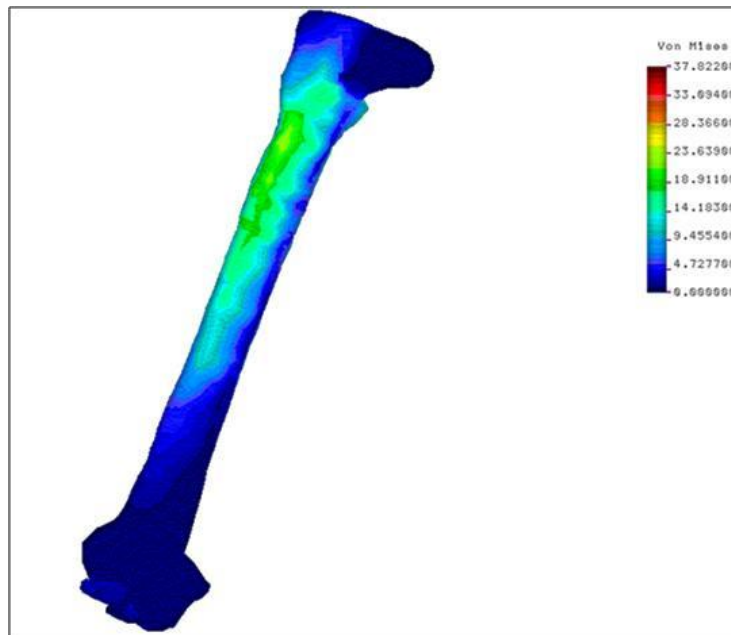
**Fig.51.** *Gráfico de desplazamientos totales en el material metálico*



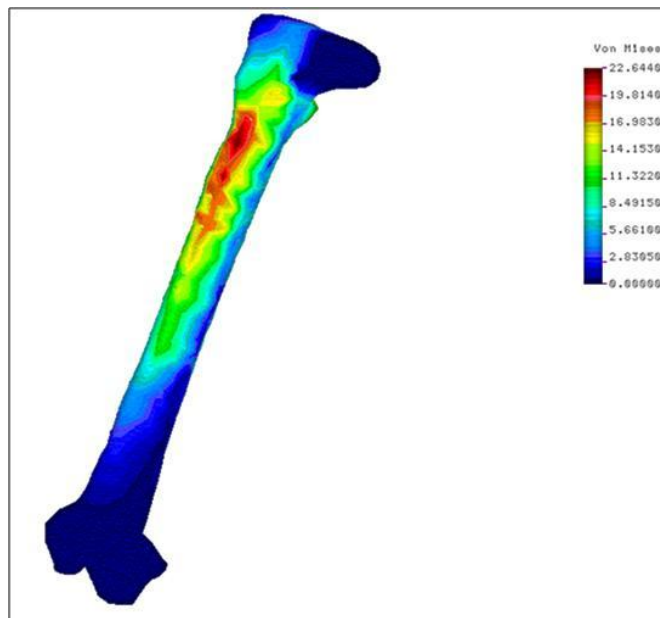
**Fig.52.** *Gráfico de desplazamientos totales en el material plástico*

POSICIÓN FLEXIONADA 30°

*Análisis de la parte superior de la prótesis:*

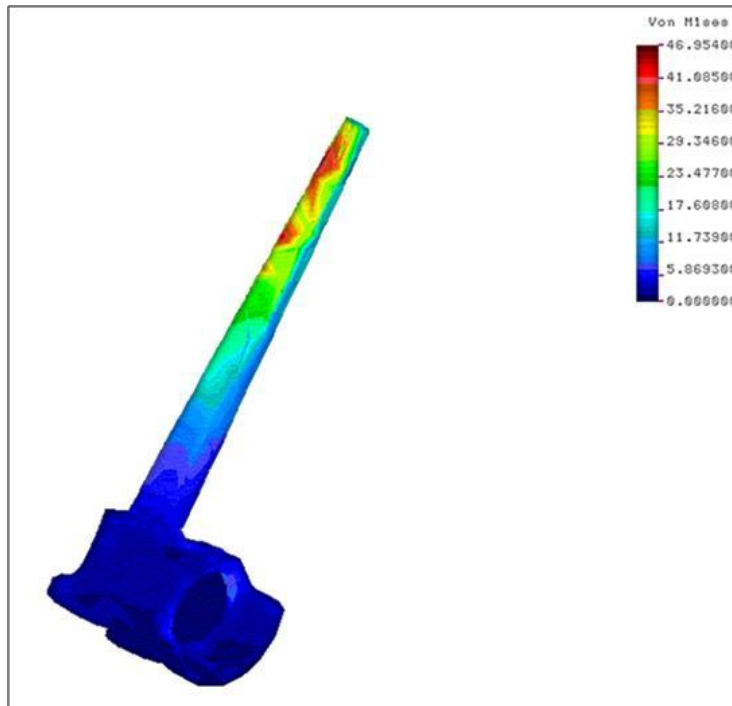


**Fig.53.** Gráfico de la distribución de esfuerzos en el modelo

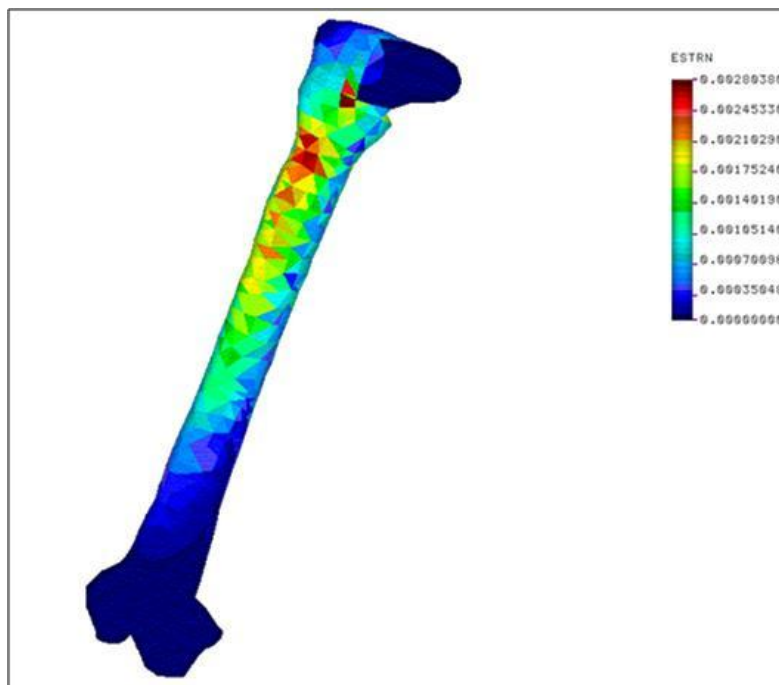


**Fig.54.** Gráfico de la distribución de esfuerzos en el hueso





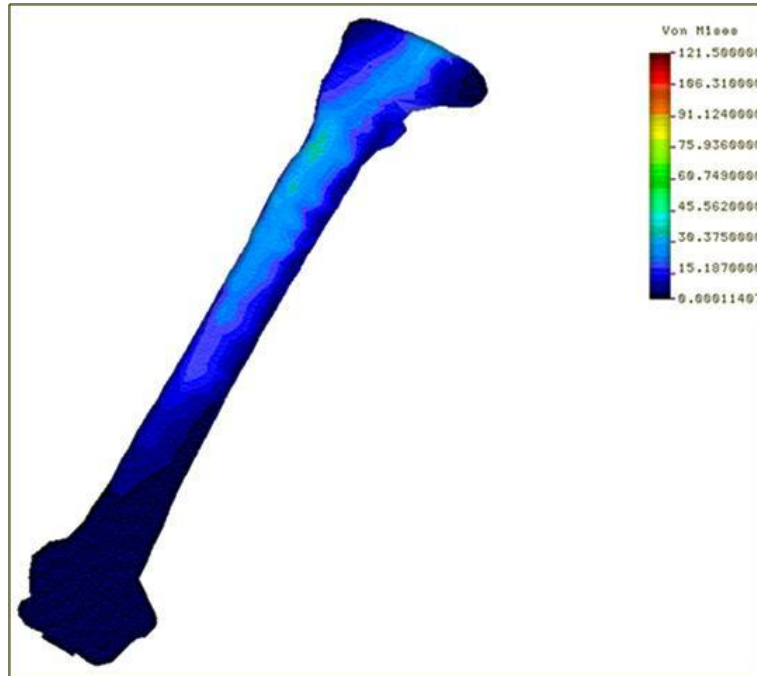
**Fig.55.** Gráfico de la distribución de esfuerzos en el material metálico



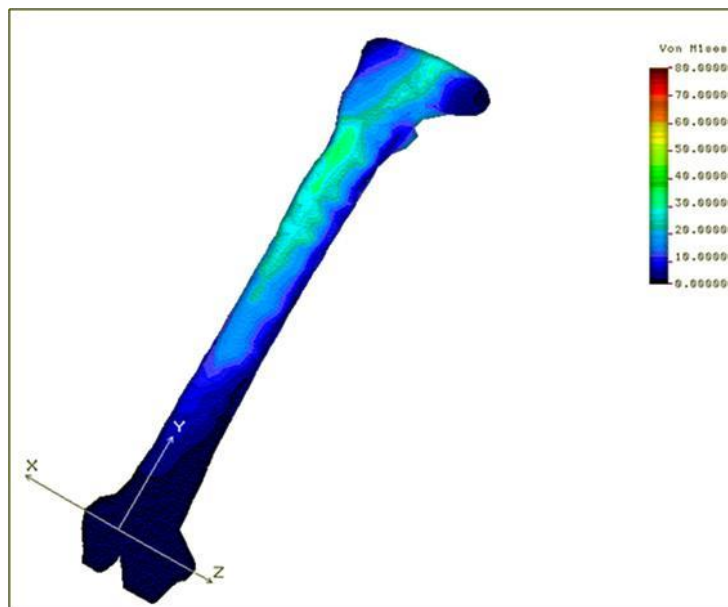
**Fig.56.** Gráfico de desplazamientos en el material hueso

POSICIÓN FLEXIONADA 45°

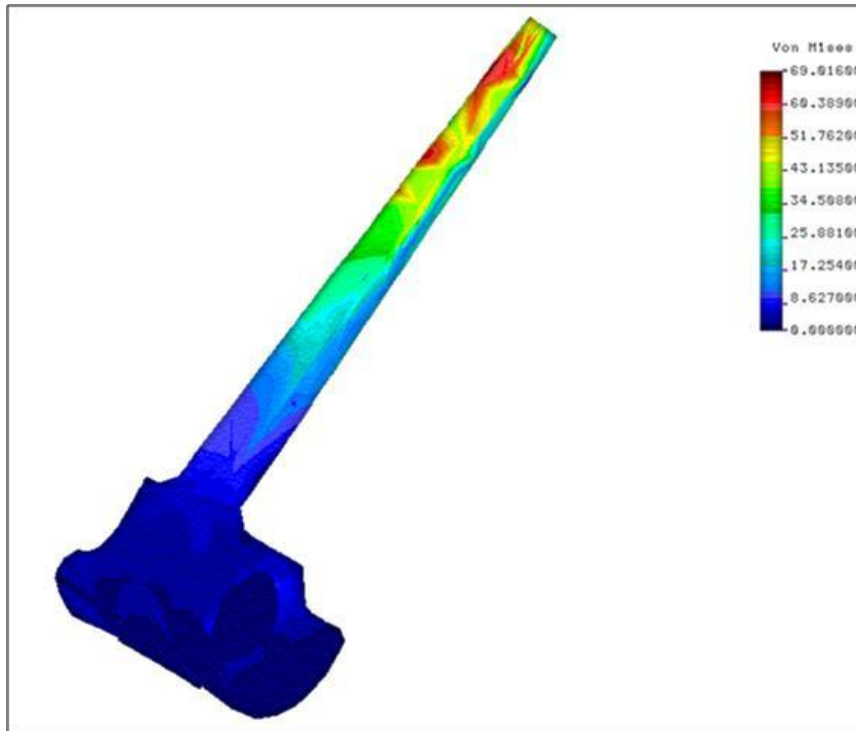
*Análisis de la parte superior de la prótesis:*



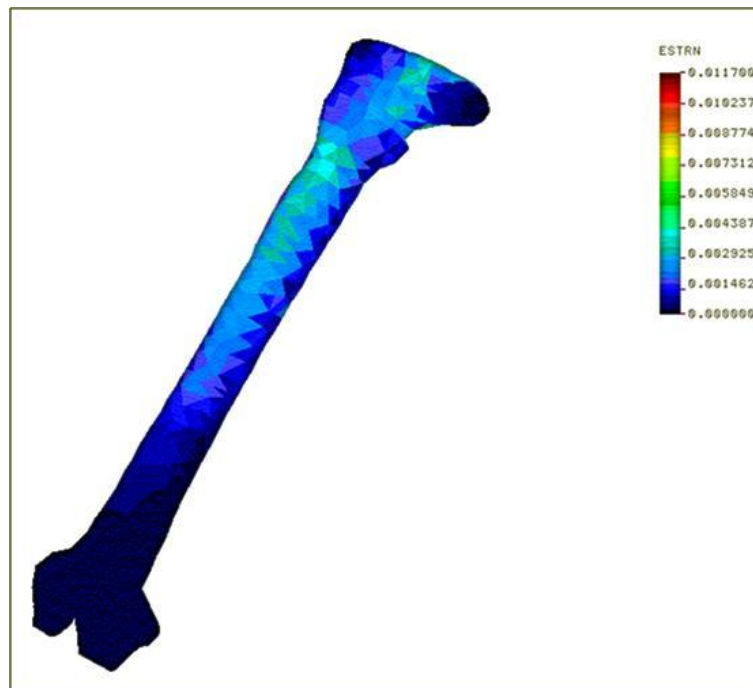
**Fig.57.** Gráfico de la distribución de esfuerzos en el conjunto



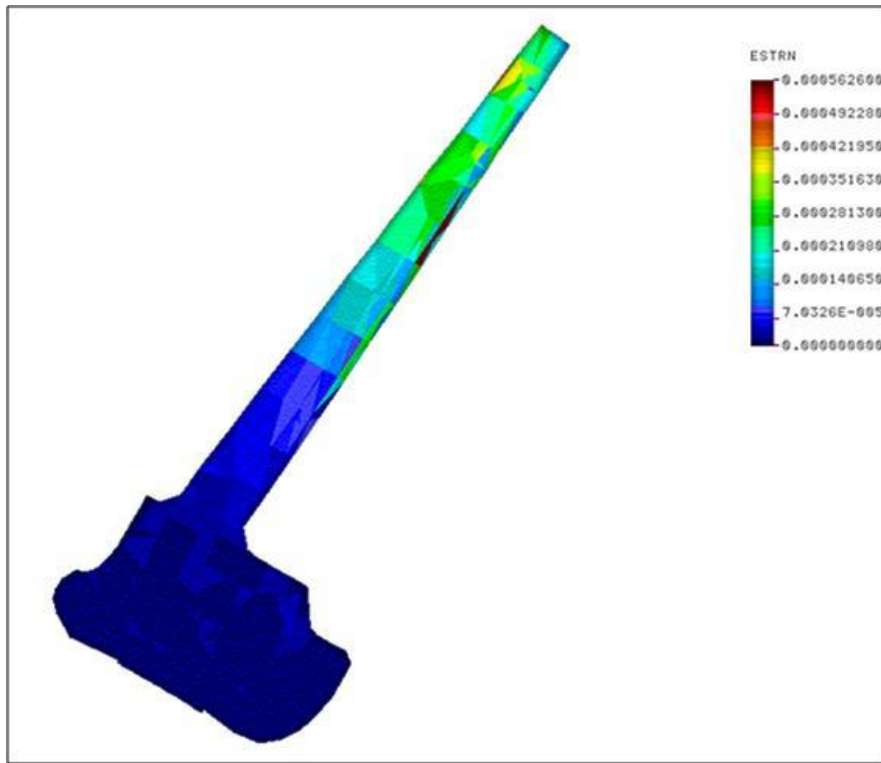
**Fig.58.** Gráfico de la distribución de esfuerzos en el hueso



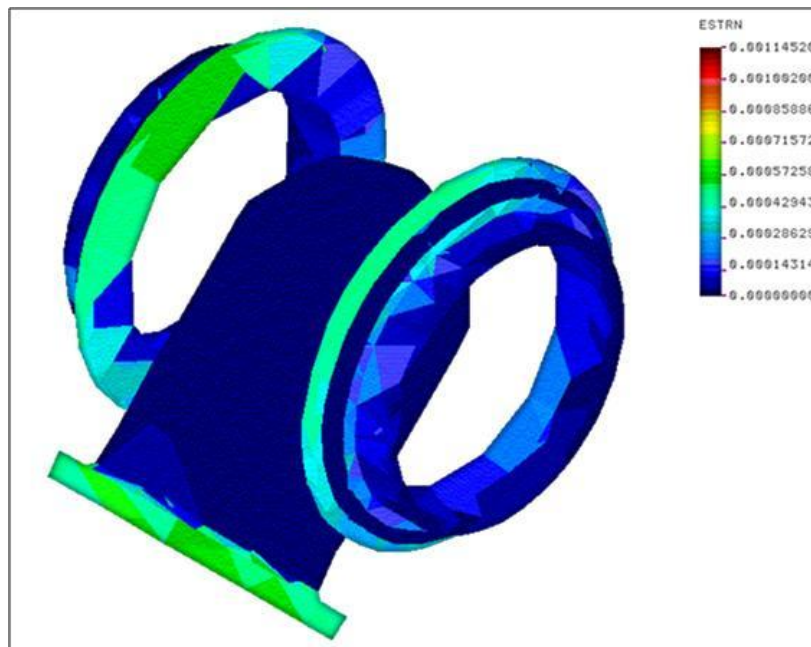
**Fig.59.** Gráfico de la distribución de esfuerzos en el material metálico



**Fig.60.** Gráfico de desplazamientos en el material hueso



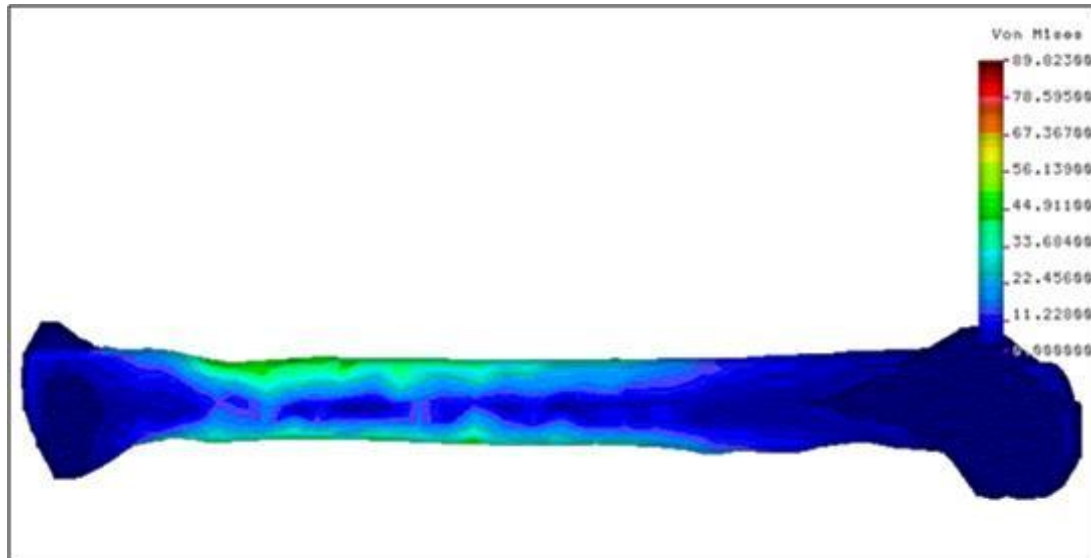
**Fig.61.** Gráfico de desplazamientos en el material metálico



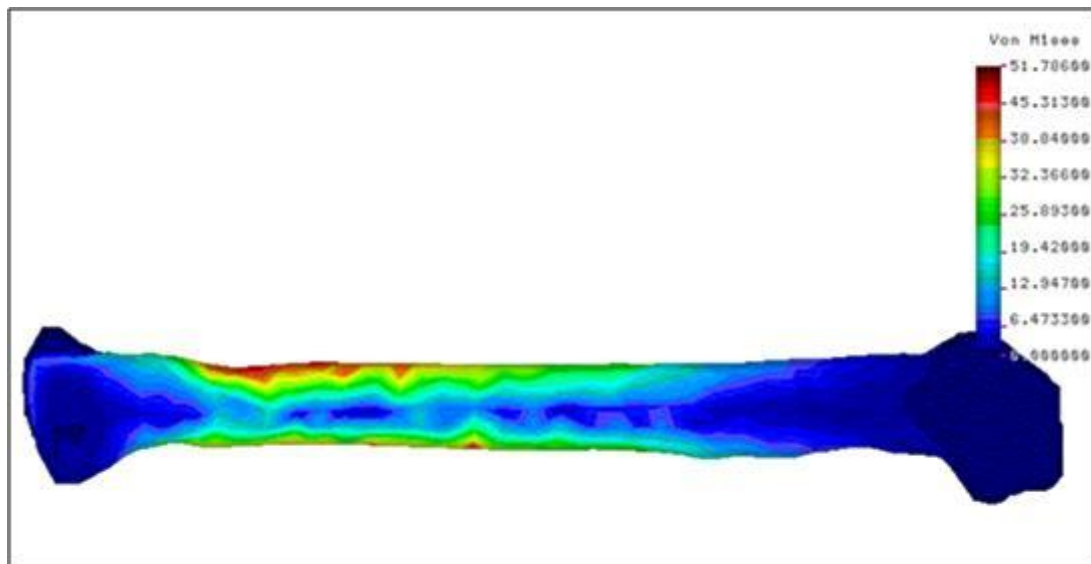
**Fig.62.** Gráfico de desplazamientos totales en el material plástico

POSICIÓN FLEXIONADA 90°

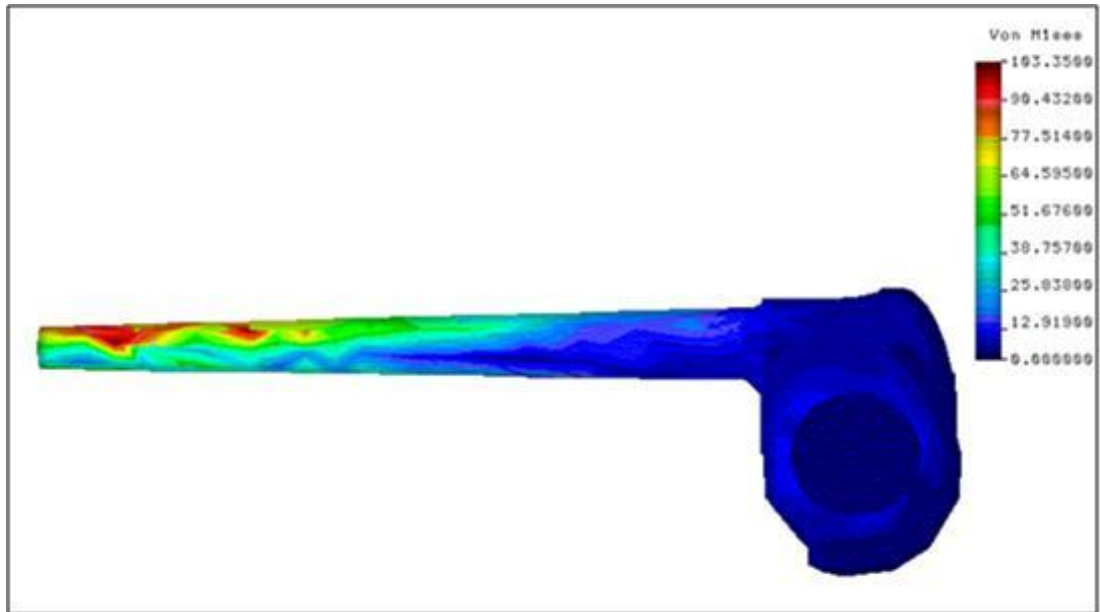
*Análisis de la parte superior de la prótesis:*



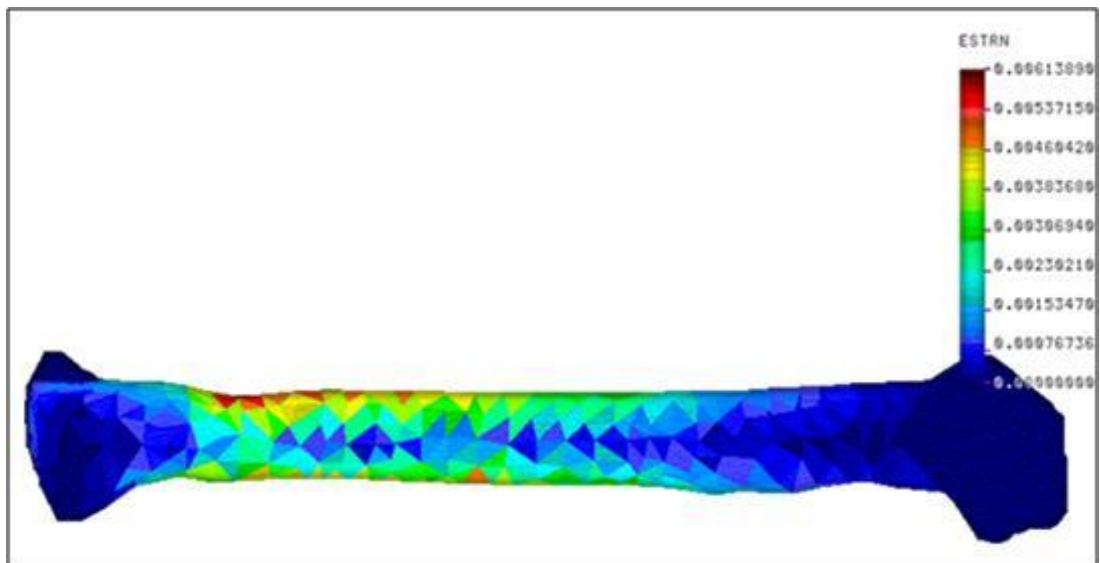
**Fig.63.** Gráfico de la distribución de esfuerzos en el conjunto



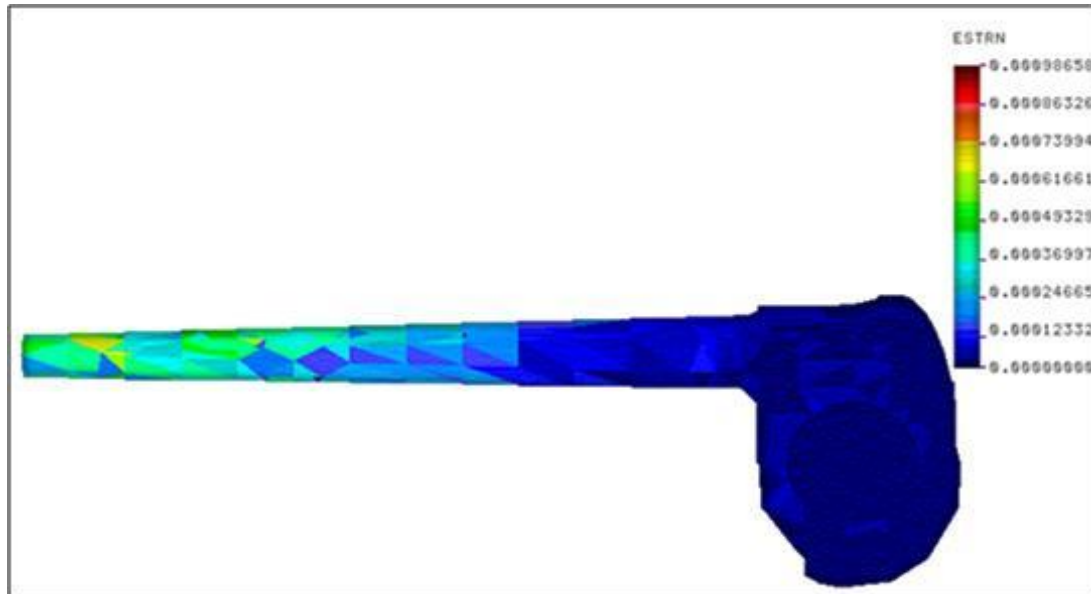
**Fig.64.** Gráfico de la distribución de esfuerzos en el hueso



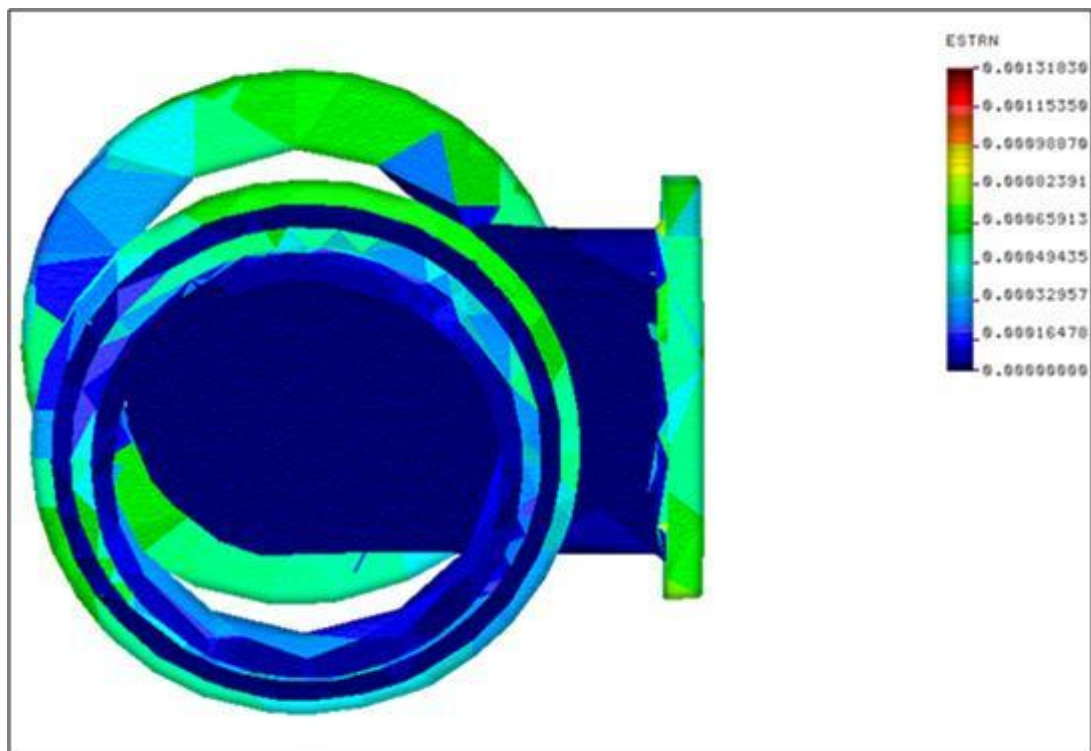
**Fig.65.** *Gráfico de la distribución de esfuerzos en el material metálico*



**Fig.66.** *Gráfico de desplazamientos en el material hueso*



**Fig.67.** *Gráfico de desplazamientos en el material metálico*



**Fig.68.** *Gráfico de desplazamientos en el material plástico*

A continuación, en base a los estudios realizados con el modelo, mediante las herramientas de simulación se puede concluir:

1.- Del conjunto de materiales que componen el conjunto de la articulación, aquellos que son más rígidos soportan una mayor tensión, mientras que los más elásticos presentan un mayor nivel de deformaciones que alivian los esfuerzos recibidos. Por ello, las tensiones que se generan en estos últimos por efecto de los esfuerzos son menores.

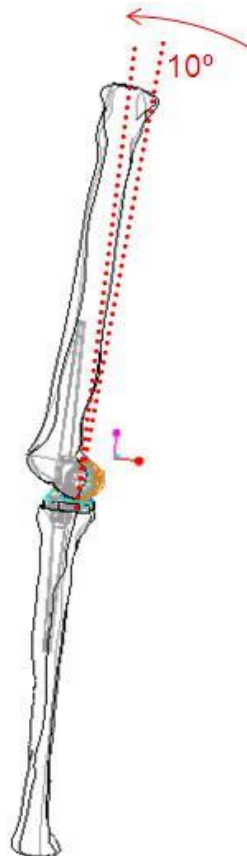
2.- Las secciones más desfavorables son aquellas en las que se produce la transición de la existencia de dos materiales diferentes a uno solo. En ellas, el cambio repentino de la rigidez global del conjunto provoca unos mayores niveles de tensiones.

3.- La sección del empotramiento, aunque presenta unas condiciones altamente desfavorables, tanto a nivel de tensiones como de deformaciones, no será considerada como sección crítica, ya que las condiciones de contorno reales en ella serán diferentes de las empleadas en el estudio, debido a la conexión existente con el resto de la anatomía del sujeto. Por ello, dichos esfuerzos serán transmitidos al resto de la estructura anatómica del sujeto, repartiéndose las tensiones generadas y no presentando un carácter significativo en condiciones normales de trabajo de la articulación.



**5.1.3.3.-ANÁLISIS DE LA ARTICULACIÓN CON EL COMPONENTE SUPERIOR DE LA PRÓTESIS DESCENTRADO EN EL CANAL MEDULAR**

Se estudió bajo las mismas premisas que en los casos previos, los modelos creados bajo una carga de 80 kg (800 N).con el vástago endomedular femoral insertado con un ángulo de 10° de anteversión respecto al eje central del canal medular (Fig.69)



**Fig. 69..** Esquema mostrando el modelo geométrico con una inserción anterior de 10° del componente protésico femoral.

**5.1.3.3.1.- ANÁLISIS CINEMÁTICO DEL CONJUNTO**

Siguiendo los mismos pasos realizados para el estudio del conjunto huesos-prótesis con el vástago endomedular centrado en el canal medular óseo, se realizó un análisis cinemático con el fin de comprobar cómo afecta la inserción desviada de la prótesis en el fémur a la distribución de las cargas a las que se encuentra sometida la pierna durante el movimiento de flexión/extensión en el paso normal. La desviación de la prótesis fue en este caso de 10° sobre la vertical y hacia la parte delantera del canal femoral. La carga aplicada fue de 80 Kg. de manera variable de igual manera que ocurre durante el paso normal de una persona de peso medio.

Tras realizar los cálculos de simulación los resultados obtenidos no mostraron diferencias apreciables respecto a los resultados observados en el caso de la prótesis con el vástago centrado. La principal fuerza que actúa sobre el sistema, tanto a nivel de la rodilla como del fémur proximal (cadera) es la fuerza vertical. Las fuerzas de reacción lateral y horizontal son muy inferiores por lo que serán consideradas como despreciables para posteriores estudios.

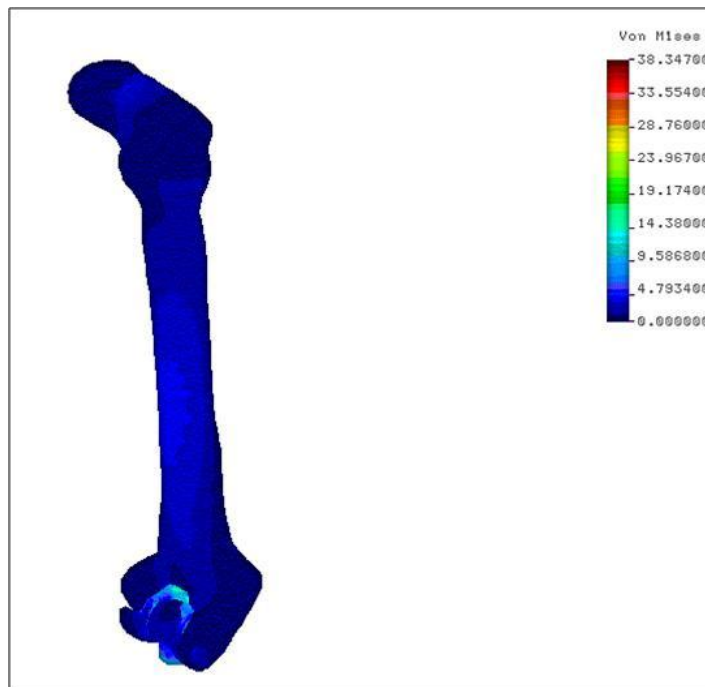
**5.1.3.3.2.- ANÁLISIS ESTÁTICOS DE LA ARTICULACIÓN CON LA PRÓTESIS DESCENTRADA EN EL CANAL MEDULAR**

Se realizó un cálculo de simulación estático con la parte superior de la articulación en diferentes posiciones para obtener una serie de resultados que indiquen el efecto que tiene el introducir la prótesis desviada sobre la vertical en la resistencia y el comportamiento de la articulación. Solamente se realiza el estudio del componente femoral al

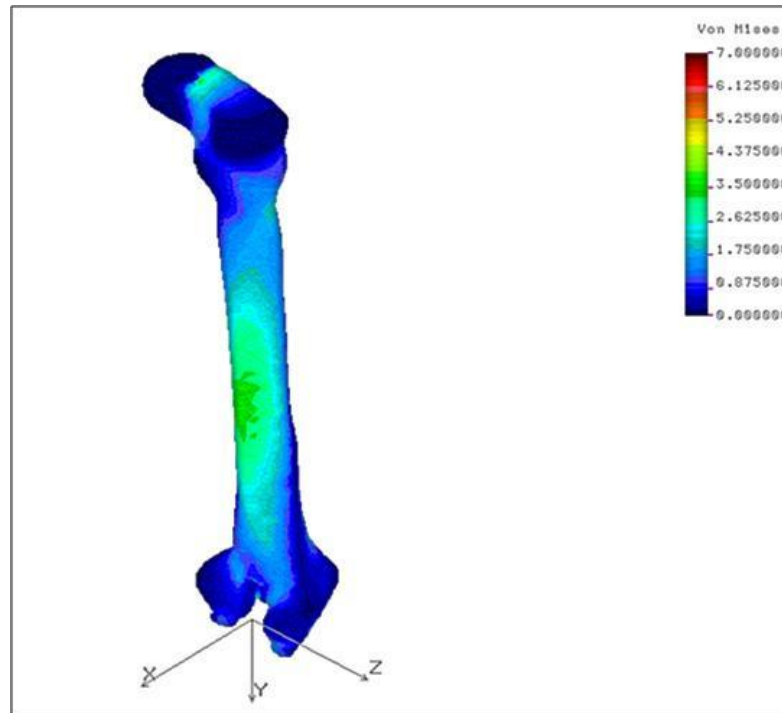
hallarse el componente inferior de la prótesis centrado en su alojamiento (Figuras 70 a 103).

### POSICIÓN FLEXIONADA 0°

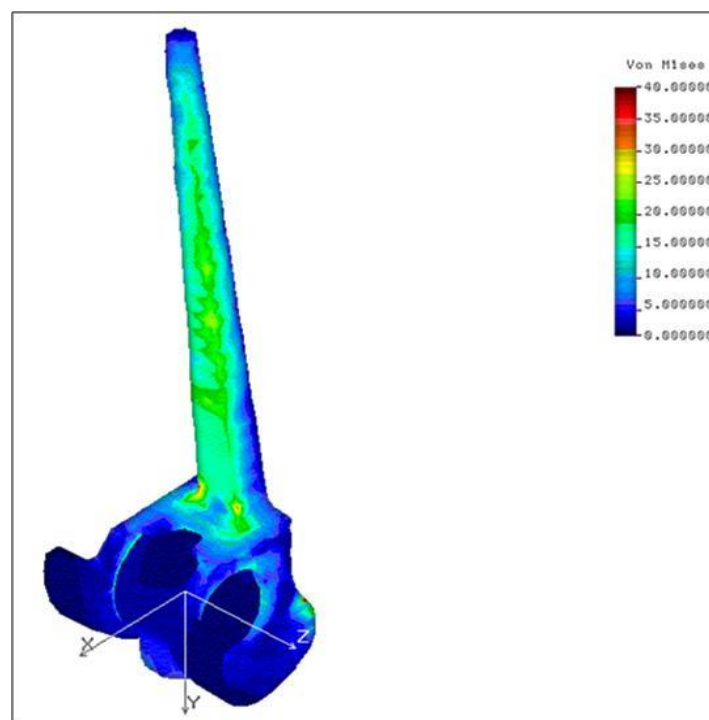
*Análisis de la parte superior de la prótesis:*



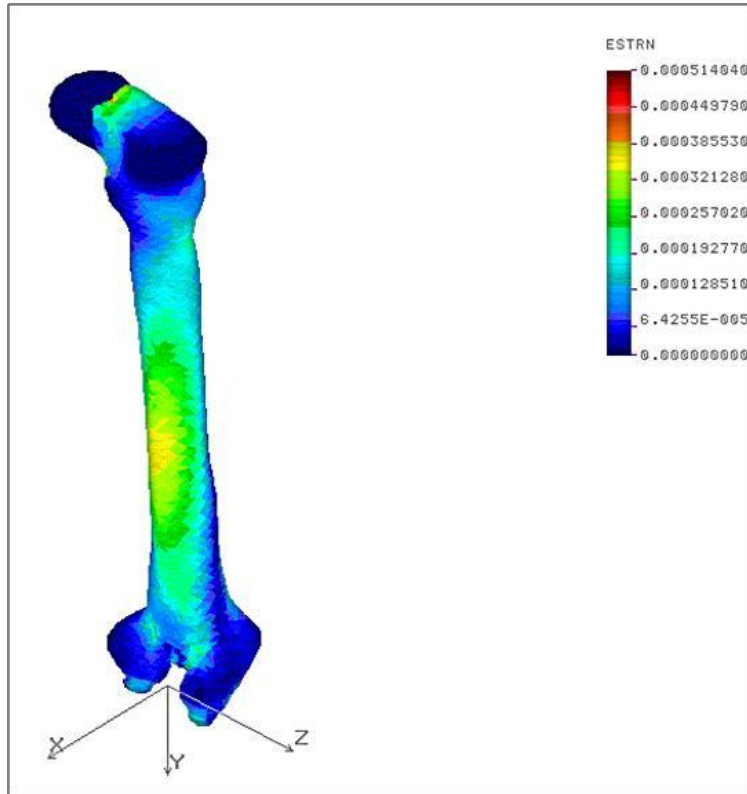
**Fig.70.** Gráfico de la distribución de esfuerzos en el conjunto



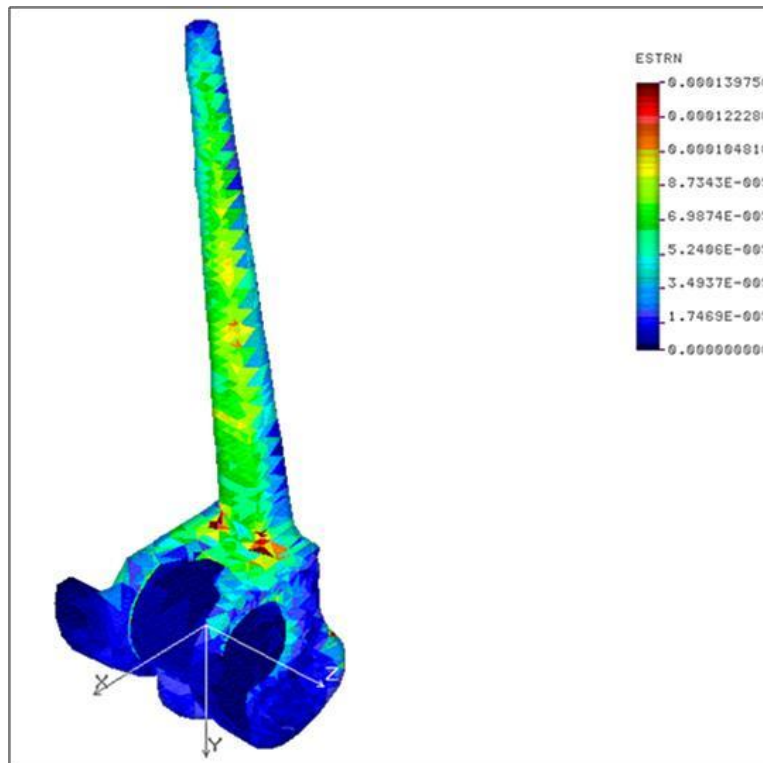
**Fig.71.** Gráfico de la distribución de esfuerzos en el hueso



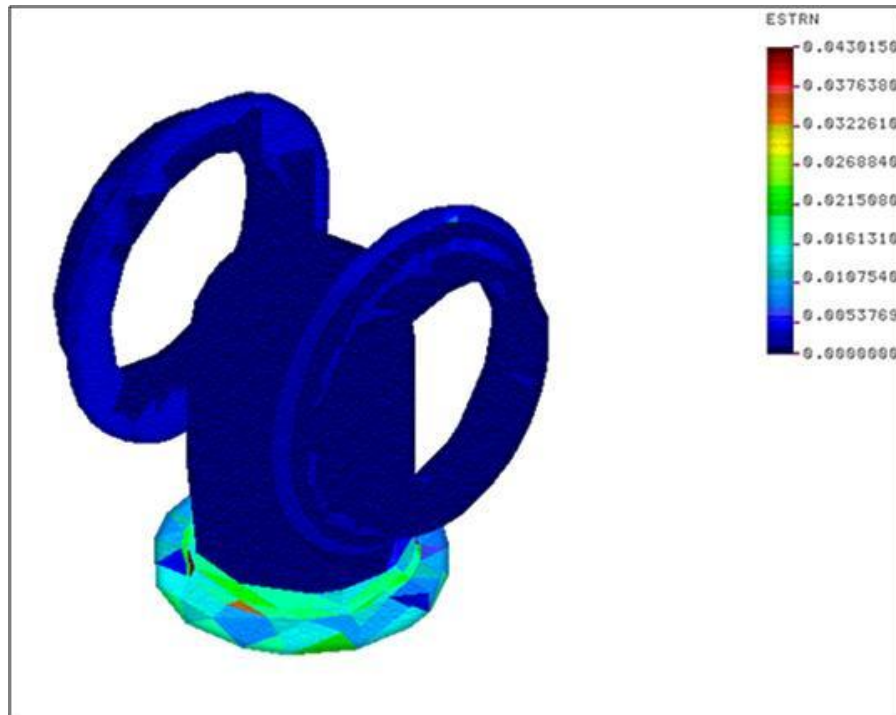
**Fig.72.** Gráfico de la distribución de esfuerzos en el material metálico



**Fig.73.** *Gráfico de desplazamientos en el material hueso*

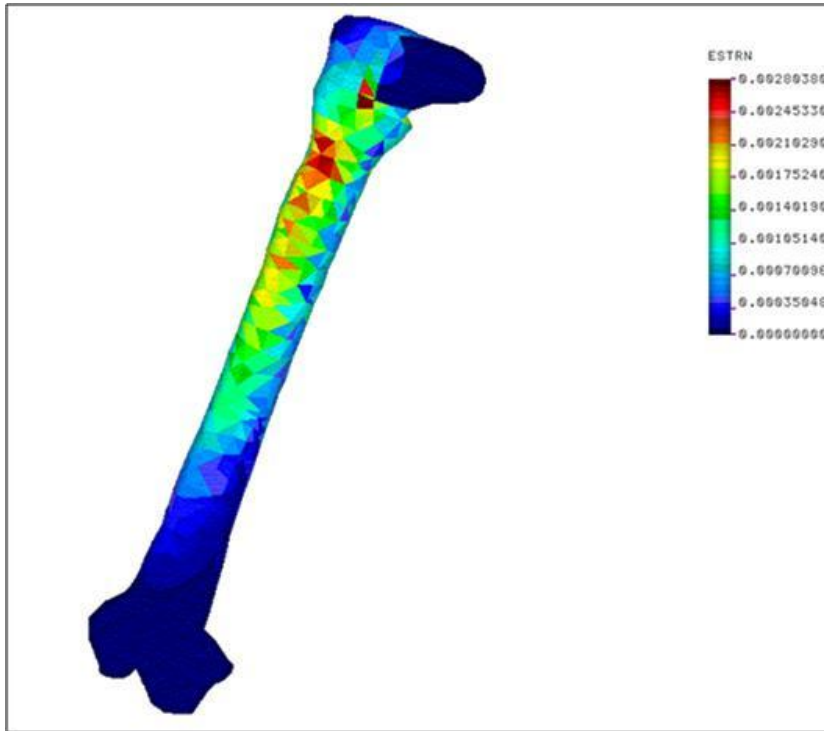


**Fig.74.** *Gráfico de desplazamientos en el material metálico*

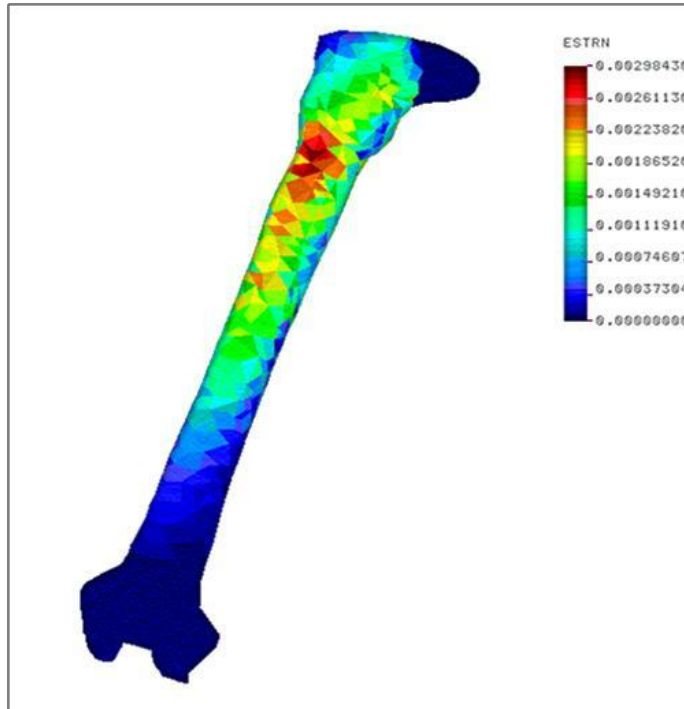


**Fig.75.** *Gráfico de desplazamiento en el material plástico.*

Los resultados comparativos del estudio del comportamiento del conjunto prótesis total de rodilla-huesos muestran que las magnitudes máximas de las deformaciones que se producen en todas las piezas, independientemente que se encuentre la prótesis correctamente ubicada o no son similares, aunque varían sus distribuciones (Fig.76 y Fig.77).

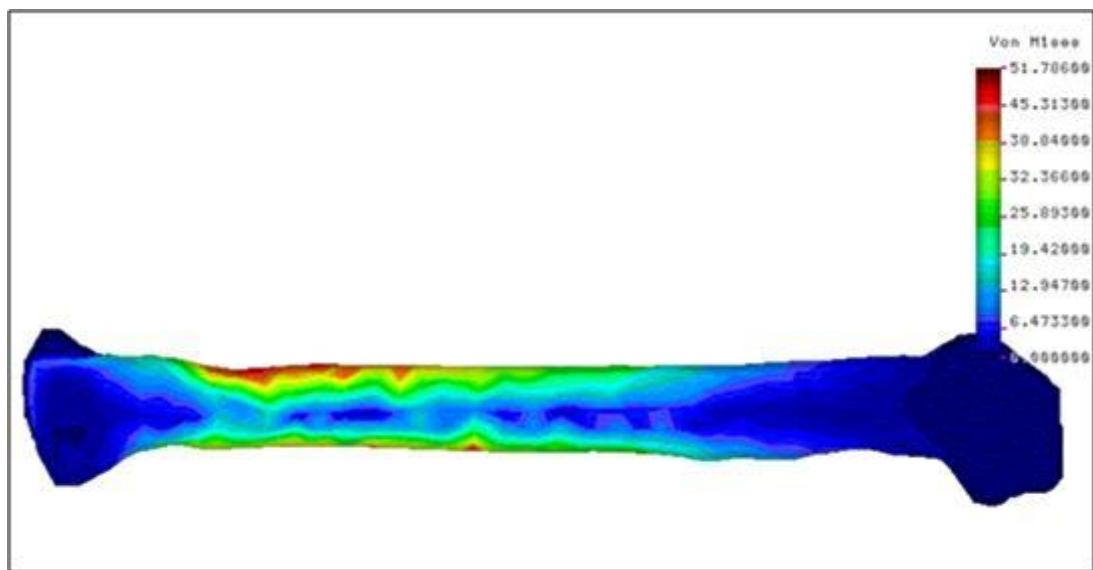


**Fig.76.** Gráfico de desplazamientos a 30° de flexión en el material hueso con la prótesis centrada en el canal medular



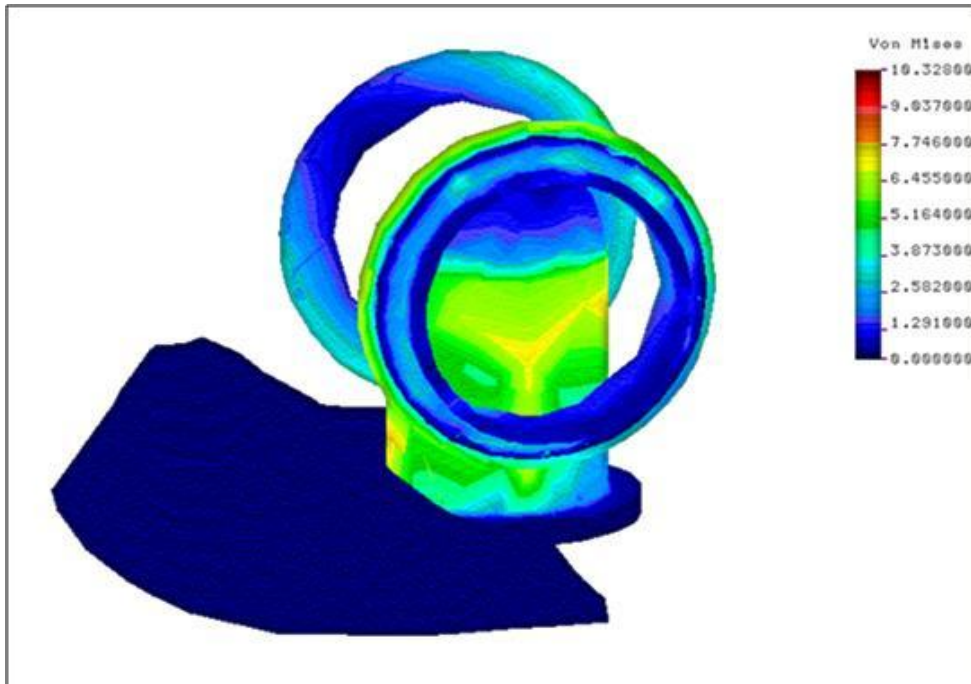
**Fig.77.** Gráfico de desplazamientos a 30° de flexión en el material hueso con la prótesis insertada anteriormente 10° en el canal medular

Al comparar los niveles máximos de tensiones existentes en las diferentes piezas, podemos observar que, en el material plástico y en el fémur (material óseo), dichos niveles son similares y no se aprecia una variación importante por el hecho de insertar el vástago protésico centrado o inclinado anteriormente. En el fémur, los valores de tensión alcanzan cifras próximas a los 52 Mpa y en el material plástico 9 Mpa a nivel del eje femorotibial, siendo estos valores inferiores a nivel del polietileno del platillo tibial. (Fig.78 y Fig.79).



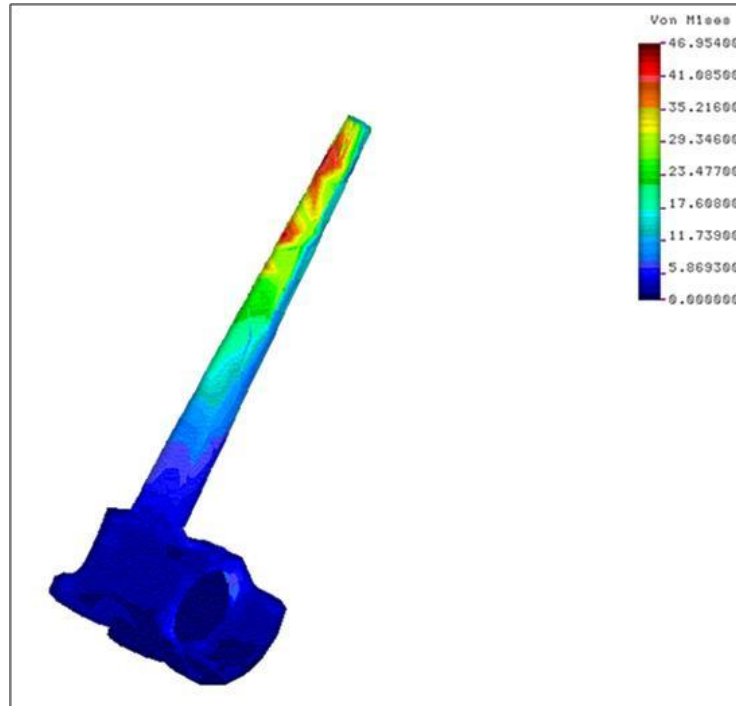
**Fig.78.** *Gráfico de la distribución de esfuerzos en el hueso*



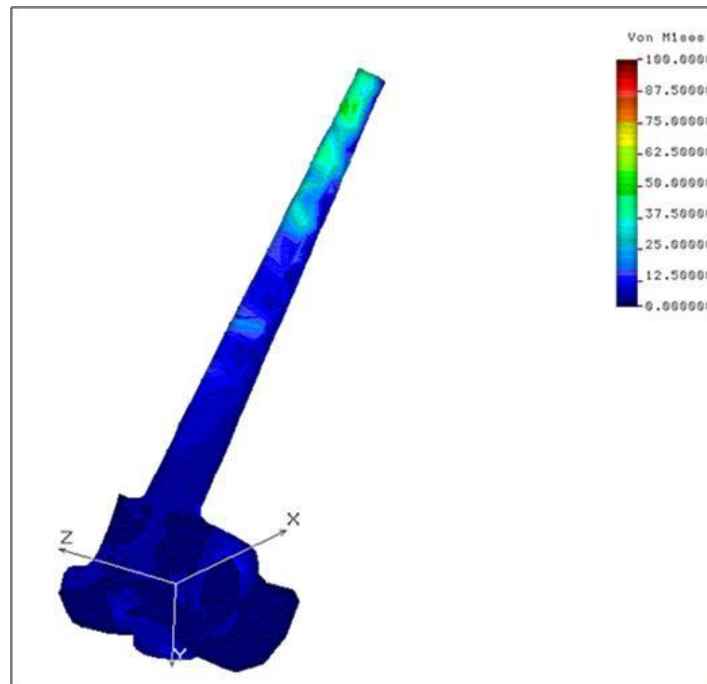


**Fig.79.** Distribución de esfuerzos en el material plástico

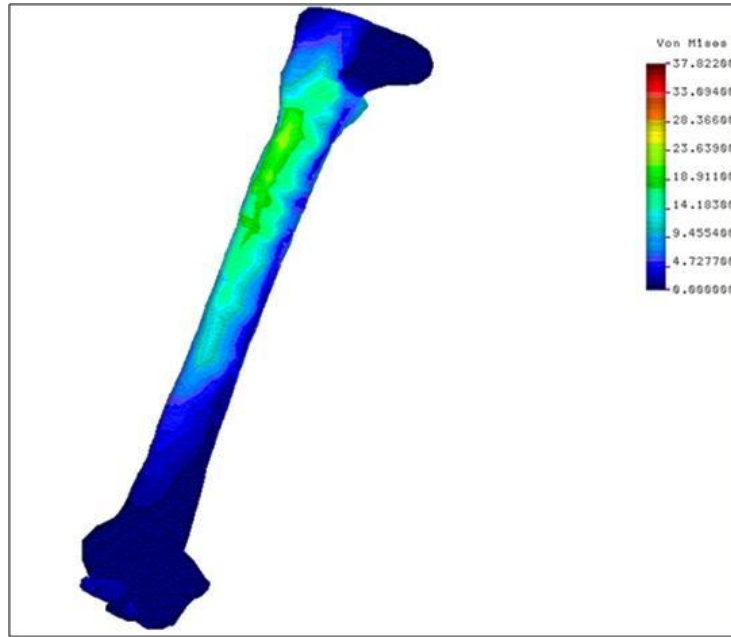
Los resultados de las tensiones obtenidas en la parte metálica de la prótesis muestran que sí existen aumentos considerables de los valores de tensión obtenidos a este nivel al insertar el vástago protésico femoral con una inclinación anterior, soportando el conjunto mayores niveles de tensión que al situar es vástago centrado en el canal medular (Figuras 80 a 83).



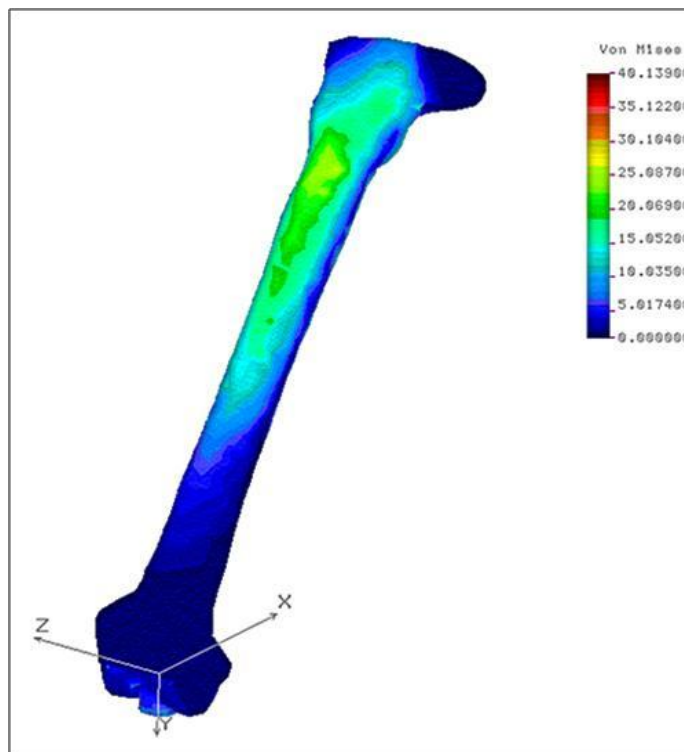
**Fig.80.** metal centrado en el canal medular a 30° flexión



**Fig.81.** metal 10° anterior en el canal medular a 30° flexión



**Fig.82.** *Gráfico de la distribución de esfuerzos en el conjunto (Prótesis centrada en el canal medular a 30°)*



**Fig.83.** *Gráfico de la distribución de esfuerzos en el conjunto (prótesis insertada anteriormente 10° en el canal medular a 30° flexión)*

Podemos resumir este apartado diciendo que:

1.- Los resultados comparativos del estudio del comportamiento del conjunto prótesis total de rodilla-huesos muestran que las magnitudes máximas de las deformaciones que se producen en todas las piezas, independientemente que se encuentre la prótesis correctamente ubicada o no son similares, aunque varían sus distribuciones.

2.- Al comparar los niveles máximos de tensiones existentes en las diferentes piezas, podemos observar que, en el material plástico y en el fémur (material óseo), dichos niveles son prácticamente idénticos y no se aprecia una variación importante por el hecho de insertar el vástago protésico centrado o inclinado anteriormente en el fémur.

3.- Comparando los resultados de las tensiones obtenidas en la parte metálica de la prótesis, sí que existen aumentos considerables de tensión, al insertar el vástago protésico con una inclinación anterior, soportando el conjunto mayores niveles de tensionales.

4.-De forma similar a lo que sucede en el estudio de la prótesis aislada, existe un aumento global de las tensiones de Von Mises en el conjunto huesos-prótesis al pasar de  $0^\circ$  a  $90^\circ$  de flexión.

**5.2.- ESTUDIO CLÍNICO.**

**5.2.1.- DATOS EPIDEMIOLÓGICOS GENERALES**

*Número de pacientes y sexo:*

Se han estudiado un total de 14 pacientes menores de 18 años portadores de artroplastia total de rodilla tumoral.

		SEXO			
		Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje válido	Porcentaje acumulado
Válido	VARON	7	50,0	50,0	50,0
	HEMBRA	7	50,0	50,0	100,0
	Total	14	100,0	100,0	

Por sexos existía una distribución porcentual del 50% entre niños y niñas, habiendo estudiado 7 niños y 7 niñas.

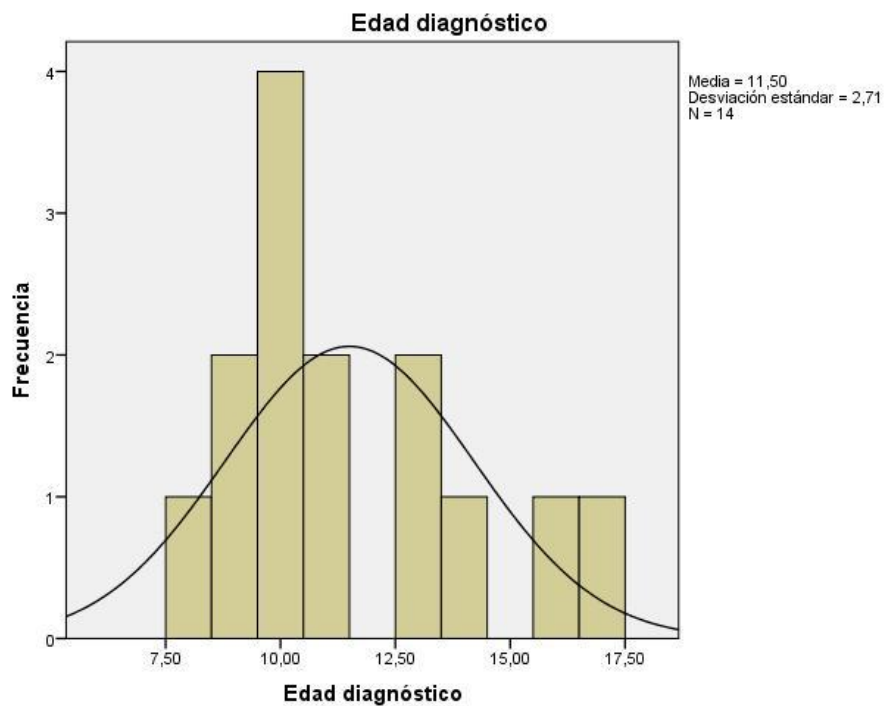
*Edad al diagnóstico:*

La edad media de los pacientes en el momento de la presentación de la enfermedad era de 11,5 años (mínimo: 8 – máximo: 17), siendo los 10 años de edad la edad de presentación más frecuente.

EDAD

EDAD (años)	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje válido	Porcentaje acumulado
Válido 8,00	1	7,1	7,1	7,1
9,00	2	14,3	14,3	21,4
10,00	4	28,6	28,6	50,0
11,00	2	14,3	14,3	64,3
13,00	2	14,3	14,3	78,6
14,00	1	7,1	7,1	85,7
16,00	1	7,1	7,1	92,9
17,00	1	7,1	7,1	100,0
Total	14	100,0	100,0	

	N		Media	Mediana	Desviación estándar	Rango	Mínimo	Máximo
	Válido	Perdidos						
Edad diagnóstico	14	0	11,500	10,500	2,71038	9,00	8,00	17,00



***Diagnóstico etiológico:***

El diagnóstico etiológico que originó el tratamiento médico-quirúrgico fue de osteosarcoma en 12 casos y de Sarcoma de Ewing en 2 casos.

		<b>Diagnóstico</b>			
		Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje válido	Porcentaje acumulado
Válido	Osteosarcoma	12	85,7	85,7	85,7
	S. Ewing	2	14,3	14,3	100,0
	Total	14	100,0	100,0	

***Antecedentes patológicos:***

En 14 de los casos (100%) no se observaron alergias medicamentosas ni antecedentes familiares de primer orden relacionados con enfermedad cancerígena. En 1 caso, existía un antecedente familiar directo relacionado una enfermedad de Charcot-Marie-Tooth

***Lateralidad de la extremidad afectada:***

La rodilla más frecuentemente afectada fue la izquierda con 8 casos, estando el lado derecho afectado en 6 casos.

		<b>Lado</b>			
		Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje válido	Porcentaje acumulado
Válido	Izquierdo	8	57,1	57,1	57,1
	Derecho	6	42,9	42,9	100,0
	Total	14	100,0	100,0	

**Localización anatómica del tumor:**

El tumor se hallaba localizado en la rodilla en el 100% de los casos estudiados. El fémur distal se hallaba afectado en 8 casos y la tibia proximal en 6 casos.

		Localización			
		Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje válido	Porcentaje acumulado
Válido	Fémur	8	57,1	57,1	57,1
	Tibia	6	42,9	42,9	100,0
	Total	14	100,0	100,0	

En 1 de los casos estudiados, existía una metástasis ósea saltatoria (“skip metástasis”). El tumor principal se hallaba a nivel de tibia proximal, observando la presencia de una tumoración metastásica a nivel del fémur distal.

		Skip metástasis			
		Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje válido	Porcentaje acumulado
Válido	sin metástasis saltatoria	13	92,9	92,9	92,9
	Skip metástasis saltatoria artic.	1	7,1	7,1	100,0
	Total	14	100,0	100,0	

**Exploración de la extremidad afectada:**

Previamente a la realización de la artroplastia tumoral de rodilla, no se observaron alteraciones relevantes a nivel cutáneo de la extremidad afectada en 13 casos. 1 de los pacientes presentaba una cicatriz cutánea en la cara externa distal del muslo. En 14 casos (100%), no existían alteraciones asociadas a la exploración articular de la cadera y del tobillo ipsilateral ni a la exploración clínica vascular de la extremidad.



**5.2.2.- DATOS CLÍNICOS EVOLUTIVOS POSTOPERATORIOS**

***Dolor:***

La gonalgia fue el principal motivo de consulta médico previo al diagnóstico etiológico en el 100% de los casos. 0 pacientes presentaron dolor moderado o severo al año de la intervención quirúrgica. 3 casos (21,4%) referían un dolor discreto. 11 de los pacientes (78,6%) manifestaron no tener dolor

**Dolor 1 año postop**

		Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje válido	Porcentaje acumulado
Válido	Ausente	11	78,6	78,6	78,6
	Discreto	3	21,4	21,4	100,0
	Total	14	100,0	100,0	

***Uso de bastones:***

13 de los pacientes (92,9%) deambulaban sin utilizar ningún tipo de bastón al año de la intervención. Solamente en 1 caso (7,1%) se utilizaba un bastón y en ningún caso (0%) se utilizaban dos bastones para la marcha.

**Uso bastones 1 año**

		Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje válido	Porcentaje acumulado
Válido	No bastón	13	92,9	92,9	92,9
	1 Baston	1	7,1	7,1	100,0
	Total	14	100,0	100,0	

**Subir escaleras:**

13 de los pacientes (92,9%) podían subir escaleras sin dificultad. Solamente 1 paciente (7,1%) refería subir escalón a escalón a escalón. Ningún paciente refería requerir algún tipo de ayuda externa para subir las escaleras o no poder subirlas.

**Subir escaleras**

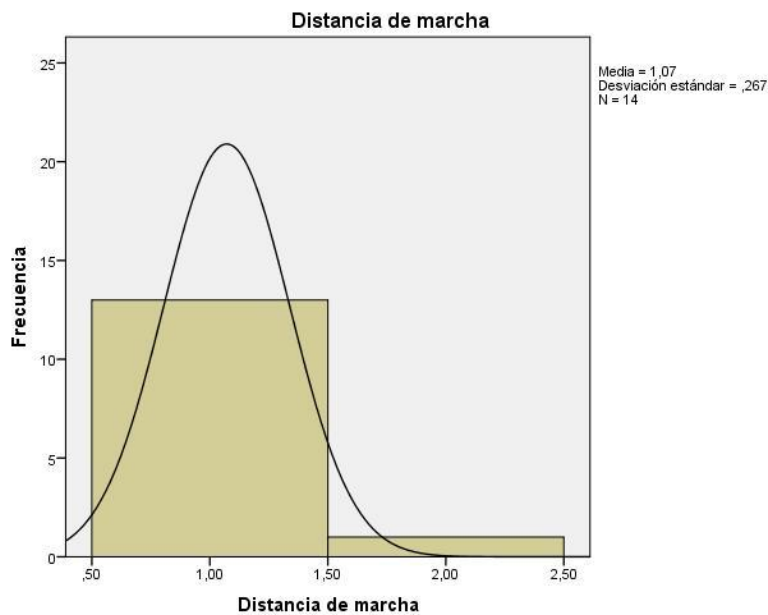
	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje válido	Porcentaje acumulado
Válido Sin dificultad	13	92,9	92,9	92,9
Escalon a escalon	1	7,1	7,1	100,0
Total	14	100,0	100,0	

**Marcha:**

13 de los pacientes (92,9%) podían deambular una distancia superior a 1500 metros al año de la intervención quirúrgica. 1 paciente (7,1%) podía deambular entre 500 y 1500 metros. Ningún paciente tenía una distancia de marcha inferior a 500 metros.

**Distancia de marcha**

	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje válido	Porcentaje acumulado
Válido > 1500 m	13	92,9	92,9	92,9
500 - 1500m	1	7,1	7,1	100,0
Total	14	100,0	100,0	



***Flexión de rodilla:***

Ningún paciente presentaba un arco de movilidad en flexión de la rodilla protésica inferior a 80°. El arco de flexión de la rodilla era superior a 100° en 12 casos y se situaba entre 80 y 100° en dos casos.

**Flexión rodilla**

	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje válido	Porcentaje acumulado
Válido Más de 100°	12	85,7	85,7	85,7
80 - 100°	2	14,3	14,3	100,0
Total	14	100,0	100,0	

***Extensión de rodilla:***

Del total de 14 pacientes estudiados, la extensión de la rodilla era completa (0°) en 13 de los pacientes (92,9%). Existía un déficit de extensión en 1 caso (7,1%), hallándose su valoración clínica en el grupo de déficit de extensión situado entre -11° y - 20° de extensión.

**Extensión de rodilla**

		Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje válido	Porcentaje acumulado
Válido	Completa	13	92,9	92,9	92,9
	-11 a -20°	1	7,1	7,1	100,0
	Total	14	100,0	100,0	

***Recidiva local:***

Ninguno de los pacientes estudiados presentó una recidiva tumoral local tras la cirugía (0%)

**Recidiva local**

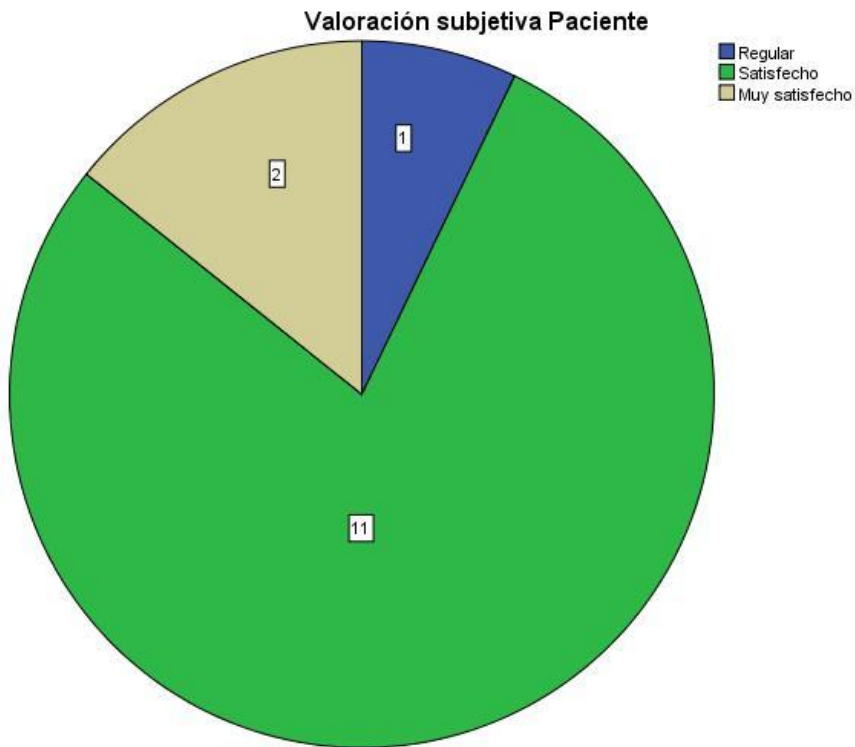
		Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje válido	Porcentaje acumulado
Válido	No recidiva	14	100,0	100,0	100,0

***Valoración subjetiva del paciente:***

Ningún paciente manifestaba estar insatisfecho tras la cirugía. En 1 caso (7,1%) el paciente valoraba el resultado como regular, en 11 casos (78,6%) los pacientes referían estar satisfechos y en 2 casos (14,3%) muy satisfechos.

**Valoración subjetiva del Paciente**

		Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje válido	Porcentaje acumulado
Válido	Regular	1	7,1	7,1	7,1
	Satisfecho	11	78,6	78,6	85,7
	Muy satisfecho	2	14,3	14,3	100,0
	Total	14	100,0	100,0	

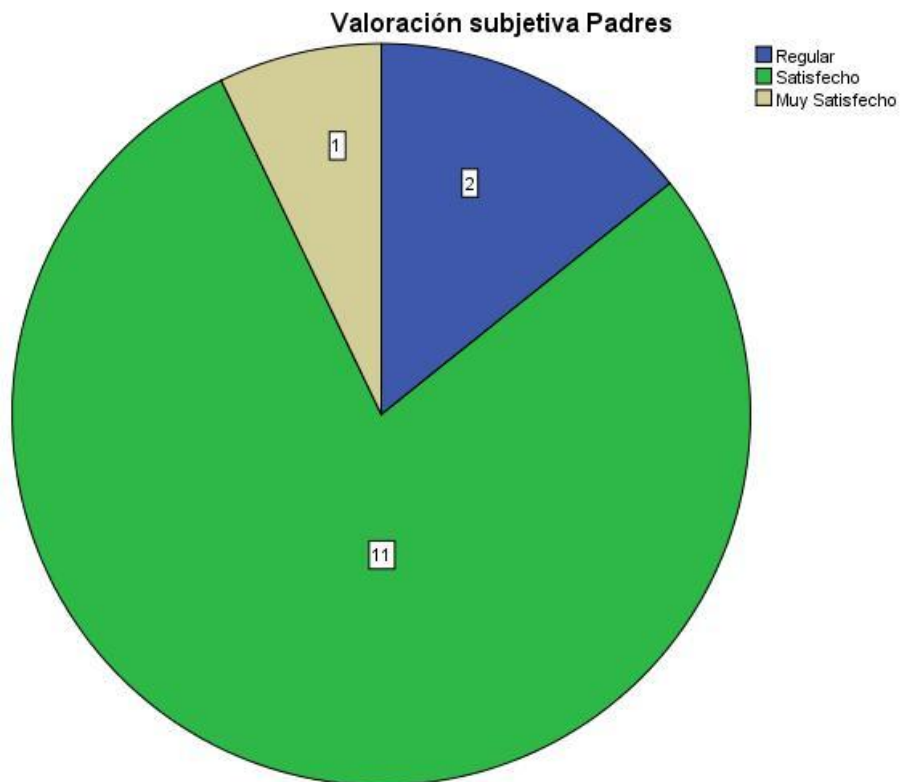


**Valoración subjetiva de los padres:**

Ningún padre manifestaba estar insatisfecho con los resultados obtenidos tras la cirugía. En dos casos la valoración fue regular (14,3%), en 11 casos (78,6%) fue satisfactoria y en 1 casos (7,1%) muy satisfactoria.

**Valoración subjetiva de los Padres**

	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje válido	Porcentaje acumulado
Válido Regular	2	14,3	14,3	14,3
Satisfecho	11	78,6	78,6	92,9
Muy Satisfecho	1	7,1	7,1	100,0
Total	14	100,0	100,0	



**5.2.3.- DATOS DE IMAGEN RADIOLÓGICA OBTENIDOS POR TOMOGRAFÍA COMPUTERIZADA**

Los estudios realizados mediante tomografía computerizada fueron considerados como válidos en 10 de los 14 casos del estudio femoral, desestimando 4 casos por defectos en la técnica radiológica (casos perdidos). Del mismo modo, los estudios realizados a nivel tibial, fueron considerado como válidos en 11 de los 14 casos estudiados, desestimando 3 casos por defectos técnicos.

Las abreviaturas utilizadas para la descripción de las distintas variables son las siguientes:

- Diámetro AP os prox. : diámetro anteroposterior óseo proximal o femoral
- Diámetro transversal canal proximal: diámetro transversal óseo proximal o femoral

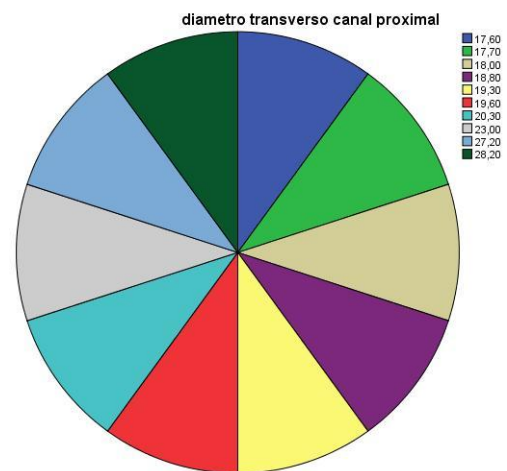
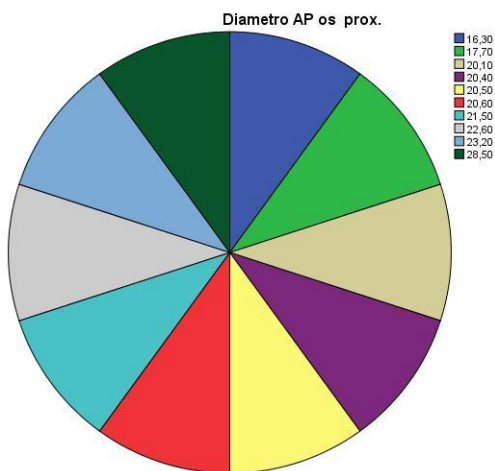
- Diámetro AP óseo tibial: diámetro anteroposterior óseo distal o tibial.
- Diámetro óseo transverso tibial: diámetro transversal óseo distal o tibial
- Ángulo AP proximal: ángulo de inserción en el plano anteroposterior del vástago protésico proximal o femoral
- Ángulo varo-valgo prox: ángulo de inserción en el plano coronal del vástago protésico proximal o femoral
- Ángulo AP tibial: ángulo de inserción en el plano anteroposterior del vástago protésico distal o tibial
- Ángulo varo-valgo tibial: ángulo de inserción en el plano coronal del vástago protésico distal o tibial
- Distan.cort.anterior prox.: distancia del vástago protésico proximal o femoral a la cortical ósea femoral anterior
- Distancia cort interna prox.: distancia del vástago protésico proximal o femoral a la cortical ósea femoral medial
- Distancia c ant.tibial: distancia del vástago protésico distal o tibial a la cortical ósea tibial anterior
- Distancia cortical interna tibial: distancia del vástago protésico distal o tibial a la cortical ósea tibial medial
- Centrado AP Fémur: centrado en el plano anteroposterior del vástago protésico proximal o femoral.
- Centrado coronal fémur: centrado en el plano coronal del vástago protésico proximal o femoral.
- Centrado AP tibia: centrado en el plano anteroposterior del vástago protésico distal o tibial.
- Centrado coronal tibia: centrado en el plano coronal del vástago protésico distal o tibial.

*canal medular óseo femoral y tibial:*

Se estudiaron las medidas de los diámetros anteroposterior y transversal de los canales medulares femoral y tibial. Los resultados obtenidos se muestran en la tabla y figuras siguientes.

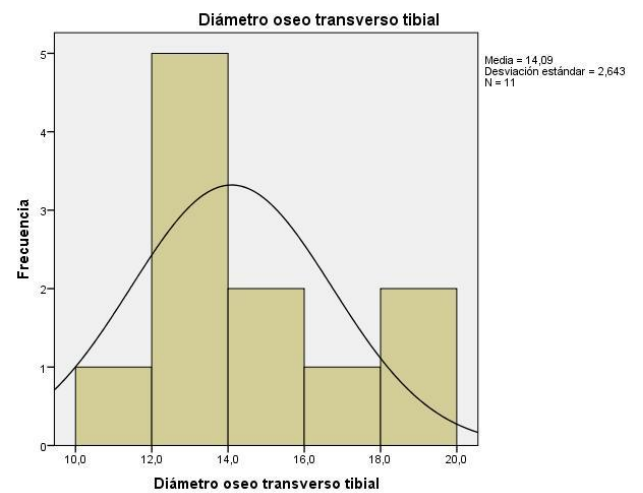
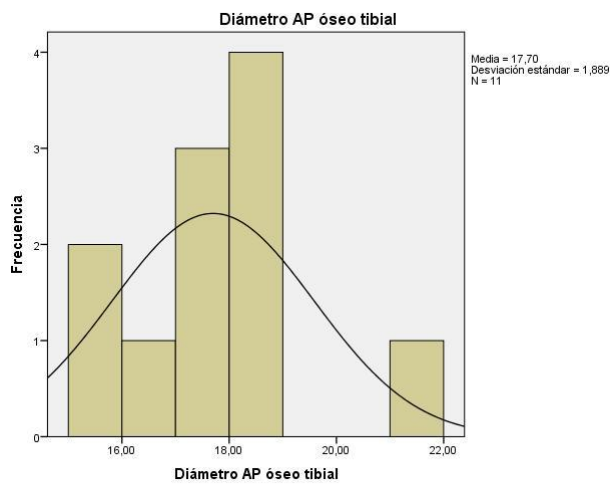
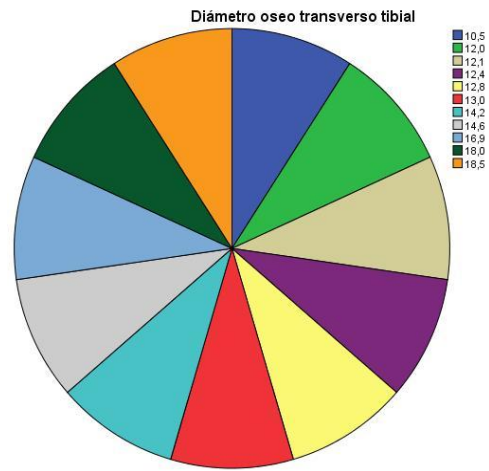
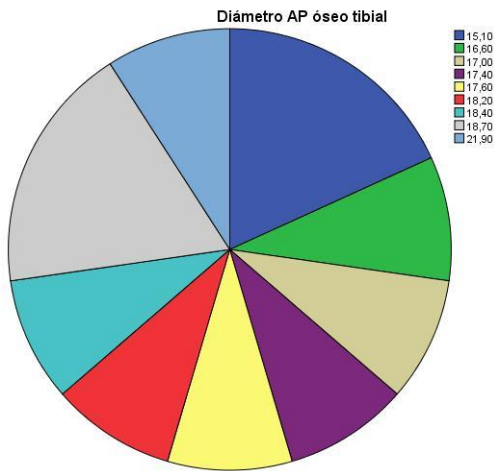
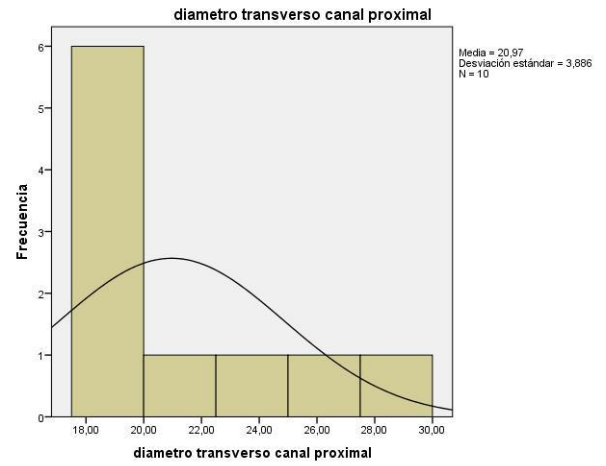
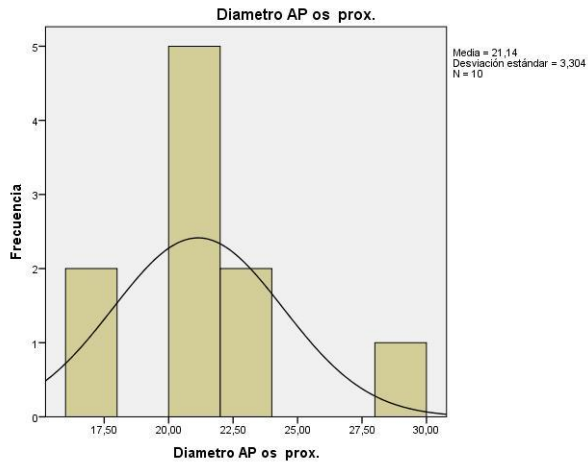
**Diámetros del canal medular óseo femoral y tibial**

	N		Media	Media -na	Desvia- ción estándar	Rango	Mínimo	Máximo
	Válido	Perdi- -dos						
Diametro AP os prox.	10	4	21,1400	20,55 00	3,30427	12,20	16,30	28,50
diametro transversal canal proximal	10	4	20,9700	19,45 00	3,88589	10,60	17,60	28,20
Diámetro AP óseo tibial	11	3	17,7000	17,60 00	1,88944	6,80	15,10	21,90
Diámetro óseo transversal tibial	11	3	14,091	13,00 0	2,6425	8,0	10,5	18,5





# RESULTADOS

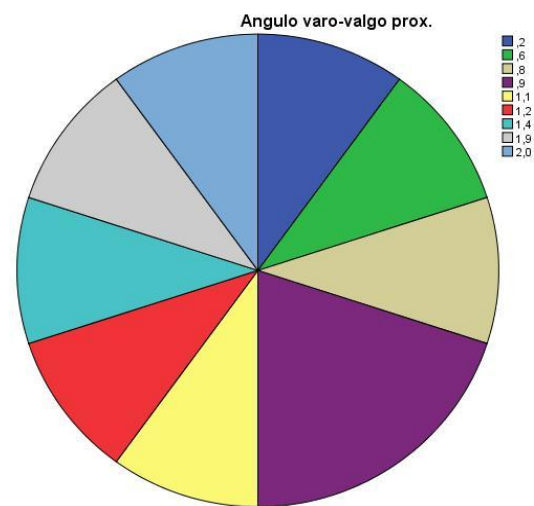
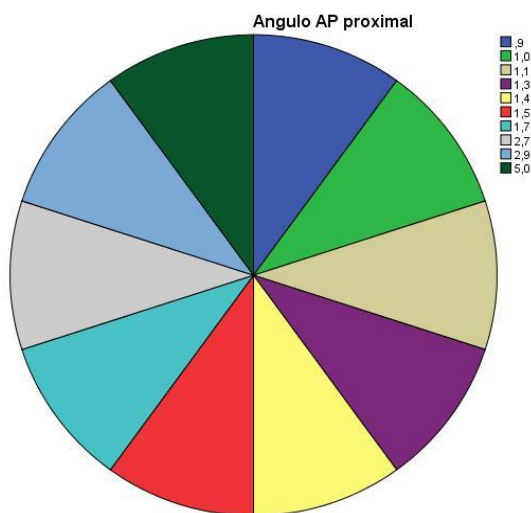


**Ángulo de inserción protésica a nivel femoral y tibial:**

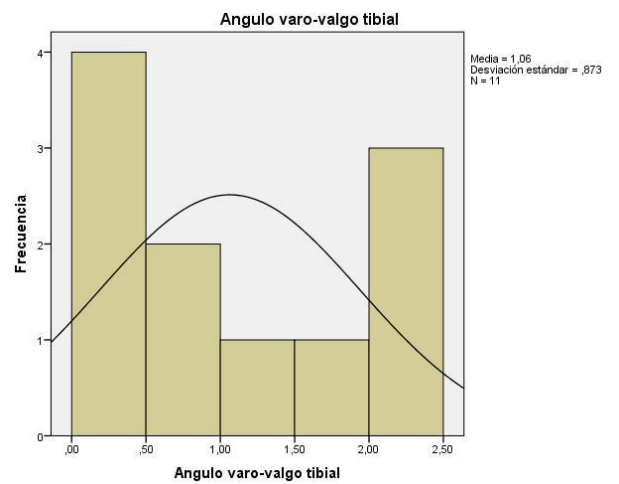
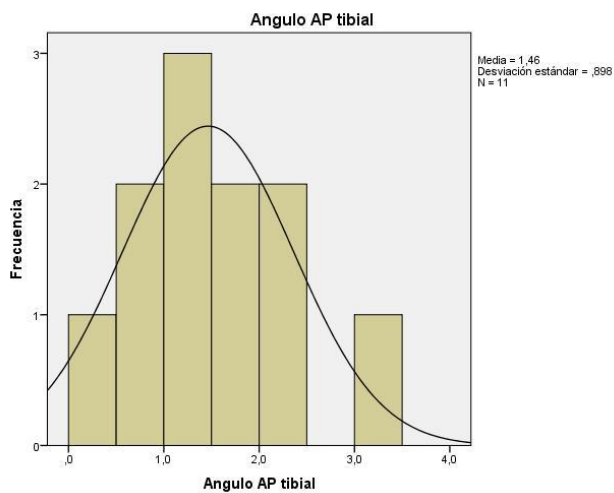
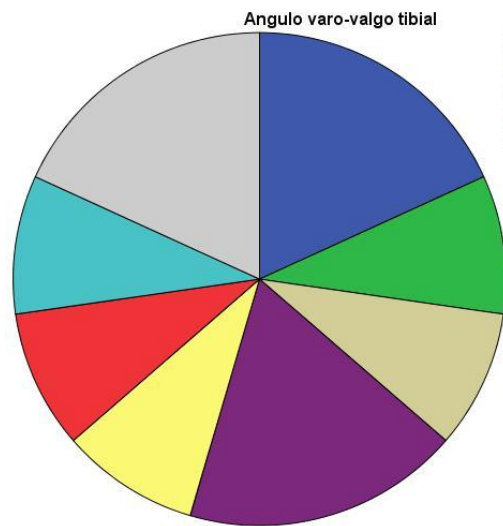
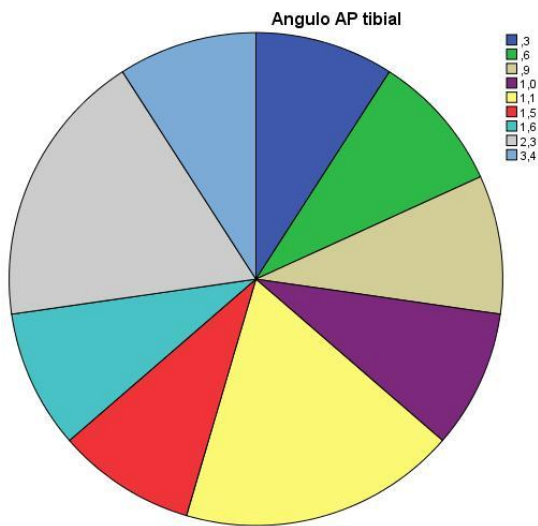
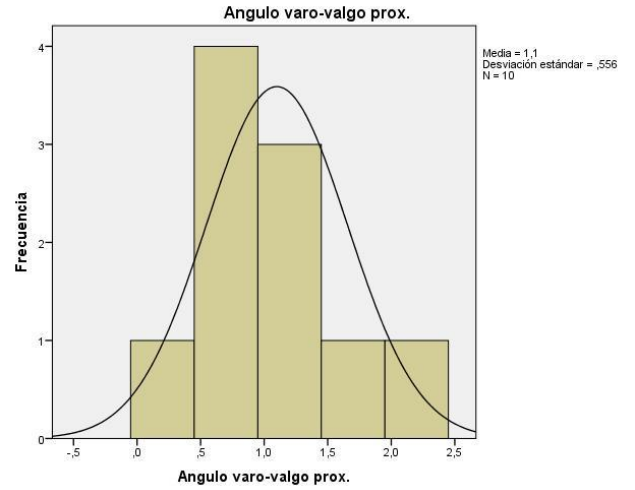
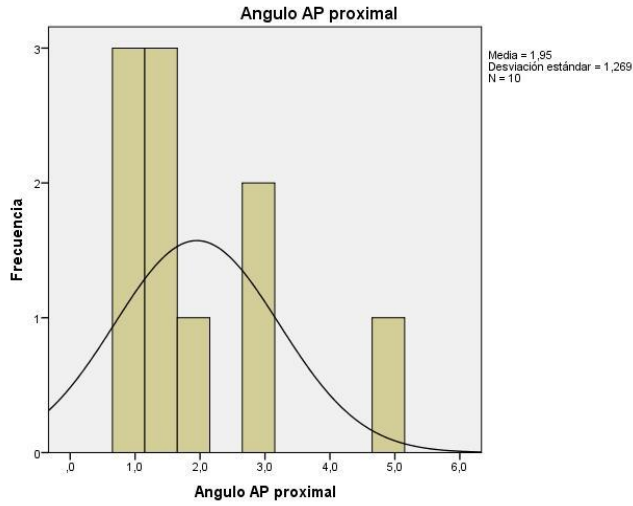
Se estudiaron los ángulos de inserción de los vástagos protésicos en el canal medular óseo femoral y tibial en los planos anteroposterior y coronal o varo-valgo. Los resultados obtenidos se muestran en la tabla y figuras siguientes.

**Ángulo de inserción protésica femoral y tibial**

	N		Media	Media -na	Desvia- ción estándar	Rango	Mínimo	Máximo
	Válido	Perdi- dos						
Angulo AP proximal	10	4	1,950	1,450	1,2686	4,1	,9	5,0
Angulo varo-valgo prox.	10	4	1,100	1,000	,5558	1,8	,2	2,0
Angulo AP tibial	11	3	1,464	1,100	,8981	3,1	,3	3,4
Angulo varo-valgo tibial	11	3	1,0636	,8000	,87324	2,20	,00	2,20



# RESULTADOS

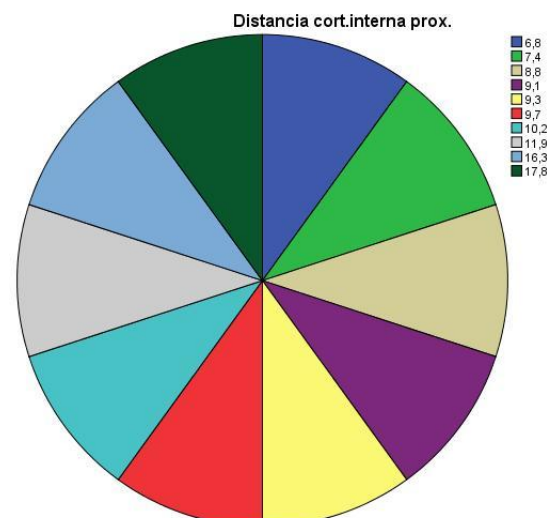
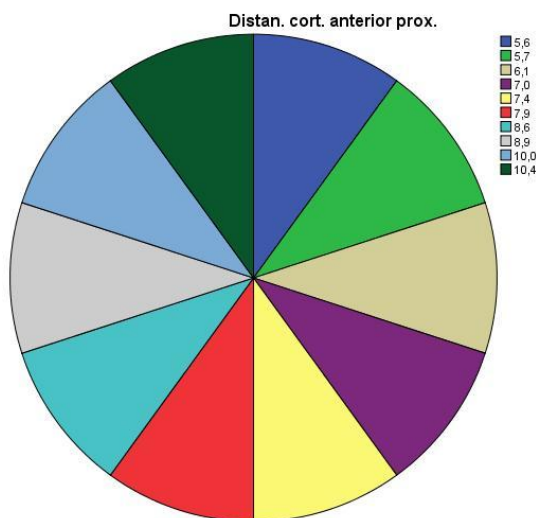


***Distancias entre los vástagos protésicos y la cortical interna femoral y tibial:***

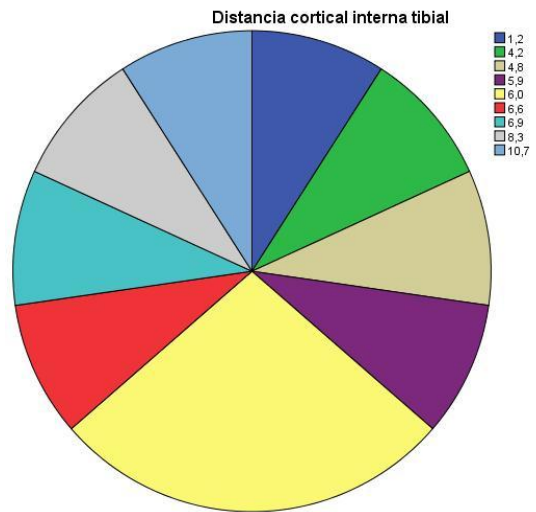
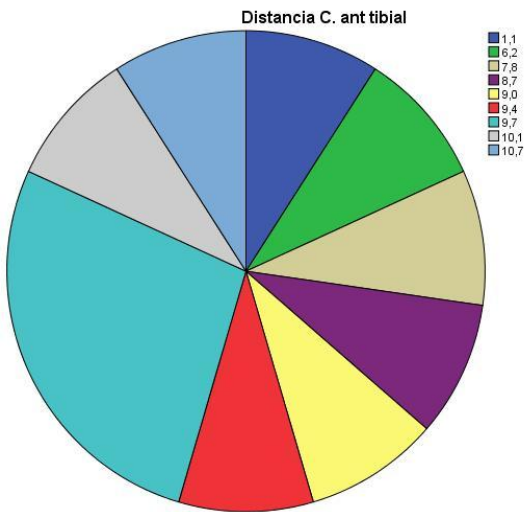
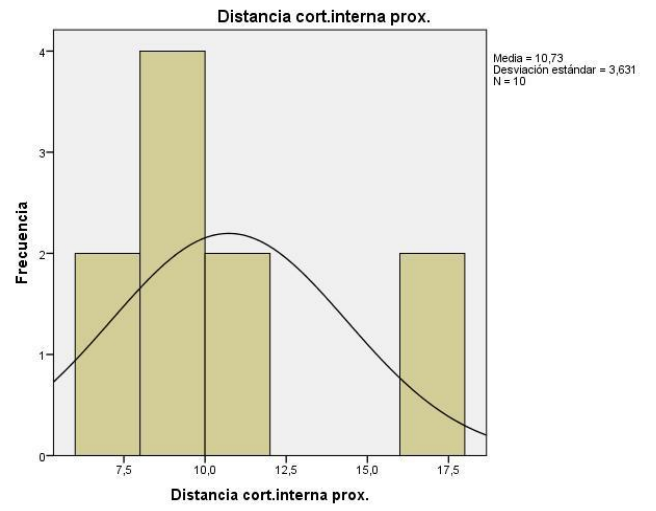
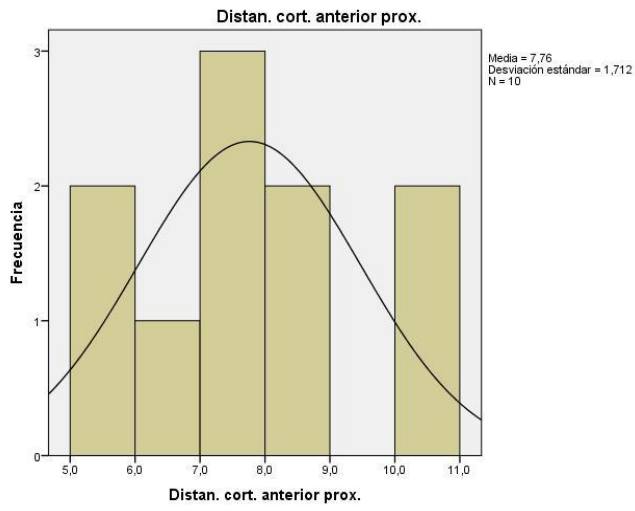
Se estudiaron las distancias existentes entre la punta de los vástagos protésicos femoral y tibial y la cortical ósea femoral y tibial en los planos anteroposterior y coronal o varo-valgo. Los resultados obtenidos se muestran en la tabla y figuras siguientes.

**Distancia prótesis-cortical ósea**

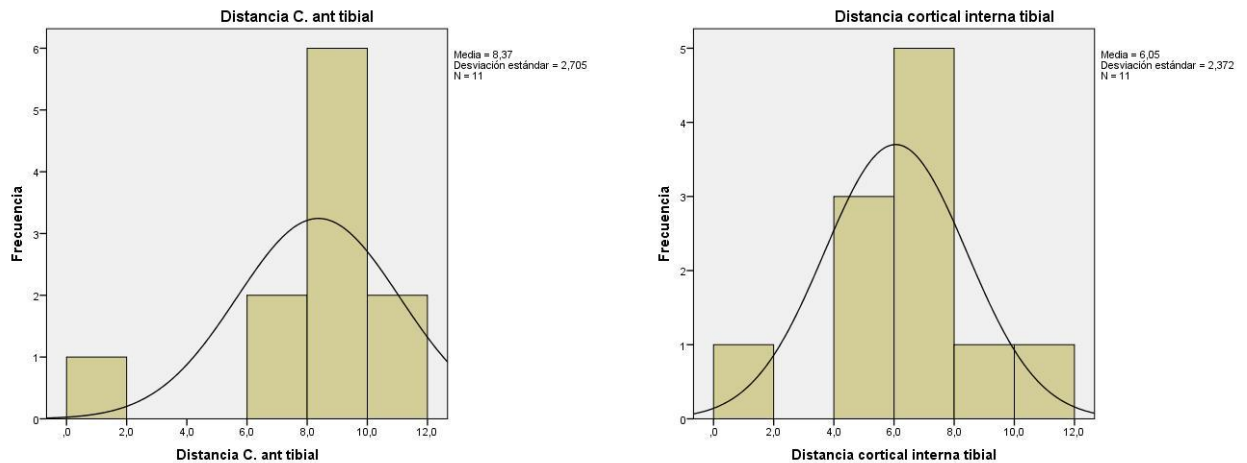
	N		Media	Media -na	Desvia- ción estándar	Rango	Mínimo	Máximo
	Válido	Perdi- dos						
Distan. cort. anterior prox.	10	4	7,760	7,650	1,7122	4,8	5,6	10,4
Distancia cort.interna prox.	10	4	10,730	9,500	3,6314	11,0	6,8	17,8
Distancia C. ant tibial	11	3	8,373	9,400	2,7052	9,6	1,1	10,7
Distancia cortical interna tibial	11	3	6,055	6,000	2,3717	9,5	1,2	10,7



# RESULTADOS



## RESULTADOS



### ***Existencia o no de contacto entre vástago protésico y cortical ósea femoral y tibial:***

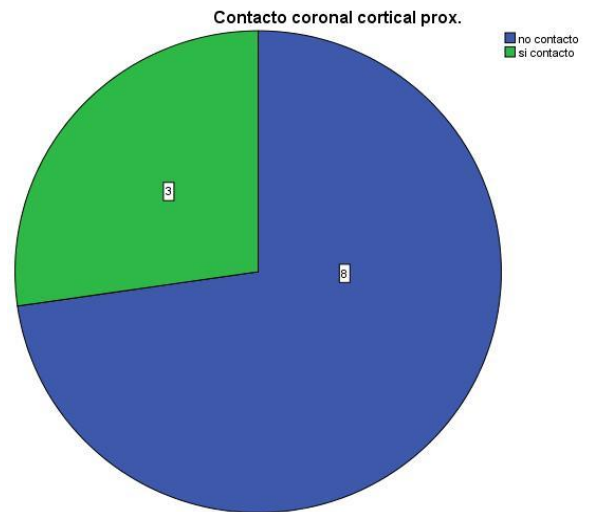
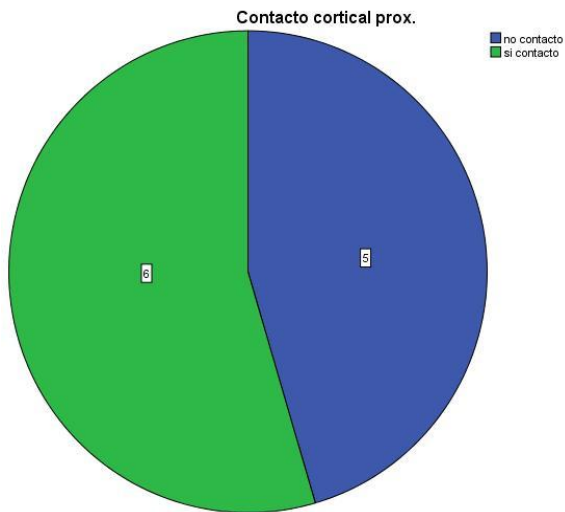
Se estudió la existencia o no de contacto entre alguna parte de los vástagos protésicos y algún punto de la cortical interna ósea del fémur y de la tibia en los planos anteroposterior y coronal. Los resultados obtenidos se muestran en las tablas y figuras siguientes.

**Contacto cortical femoral anteroposterior**

		Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje válido	Porcentaje acumulado
Válido	no contacto	5	35,7	45,5	45,5
	si contacto	6	42,9	54,5	100,0
	Total	11	78,6	100,0	
Perdidos		3	21,4		
Total		14	100,0		

**Contacto cortical femoral coronal**

		Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje válido	Porcentaje acumulado
Válido	no contacto	8	57,1	72,7	72,7
	si contacto	3	21,4	27,3	100,0
	Total	11	78,6	100,0	
Perdidos		3	21,4		
Total		14	100,0		

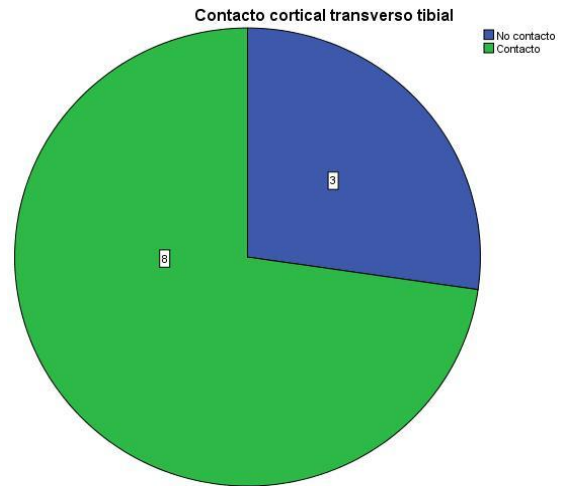
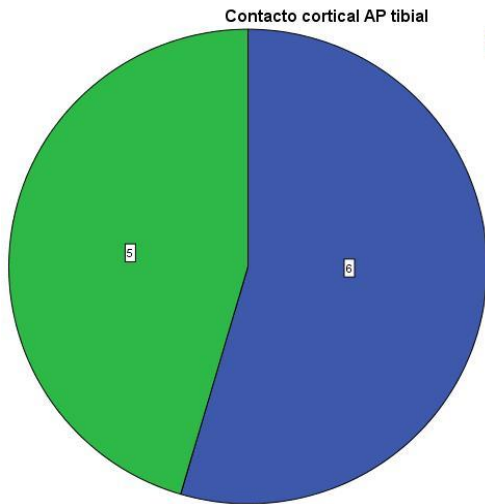


**Contacto cortical tibial anteroposterior**

		Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje válido	Porcentaje acumulado
Válido	No contacto	6	42,9	54,5	54,5
	Si contacto	5	35,7	45,5	100,0
	Total	11	78,6	100,0	
Perdidos		3	21,4		
Total		14	100,0		

**Contacto cortical tibial coronal**

		Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje válido	Porcentaje acumulado
Válido	No contacto	3	21,4	27,3	27,3
	Sí contacto	8	57,1	72,7	100,0
	Total	11	78,6	100,0	
Perdidos		3	21,4		
Total		14	100,0		





*centrado de los vástagos protésicos en el canal medular femoral y tibial:*

*Centrado protésico a nivel femoral:*

El centrado del vástago femoral en el plano anteroposterior, se halla definido por la siguiente relación de medidas:

*Distancia prótesis-cortical anterior femoral / diámetro anteroposterior del canal femoral*

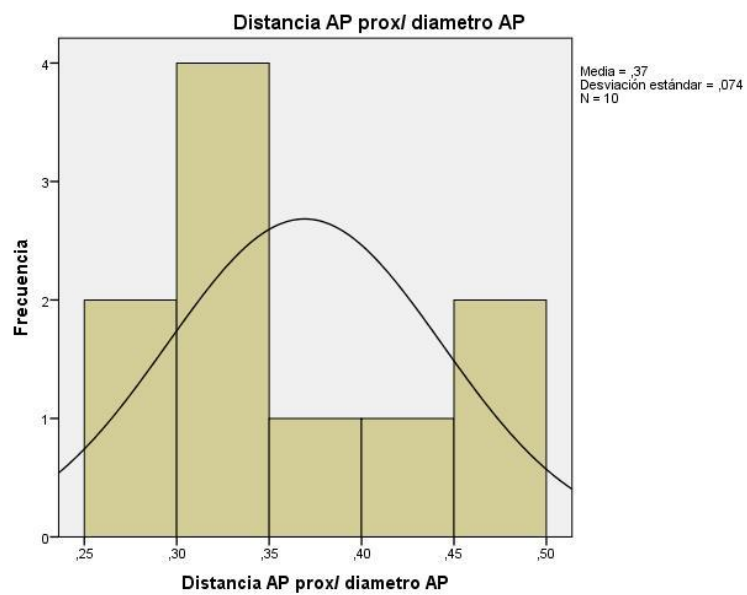
Los resultados del estudio en el eje anteroposterior del centrado de los vástagos protésicos en el canal medular óseo femoral mostraron que todas las prótesis se hallaban situadas en la mitad anterior del canal medular. En el 70% de los casos, los extremos de los vástagos protésicos se localizaban en la mitad más anterior del canal óseo femoral.

Centrado del vástago protésico en el canal medular femoral

	N		Media	Media -na	Desvia- ción estándar	Rango	Mínimo	Máximo
	Válido	Perdi- dos						
CENTRADO AP FÉMUR	10	4	,3692	,3420	,07431	,21	,28	,49
CENTRADO CORONAL FÉMUR	10	4	,5164	,4807	,17242	,59	,36	,95

**Distancia AP prox/ diametro AP**

		Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje válido	Porcentaje acumulado
Válido	,28	1	7,1	10,0	10,0
	,30	1	7,1	10,0	20,0
	,31	1	7,1	10,0	30,0
	,33	1	7,1	10,0	40,0
	,34	1	7,1	10,0	50,0
	,34	1	7,1	10,0	60,0
	,40	1	7,1	10,0	70,0
	,42	1	7,1	10,0	80,0
	,48	1	7,1	10,0	90,0
	,49	1	7,1	10,0	100,0
	Total	10	71,4	100,0	
Perdidos	Sistema	4	28,6		
Total		14	100,0		



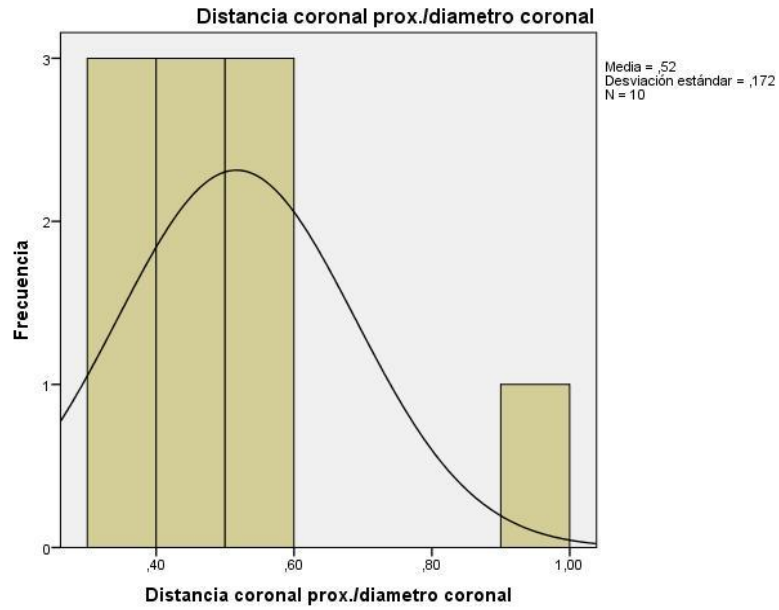
El centrado del vástago femoral en el plano transversal (coronal), se halla definido por la siguiente relación de medidas:

$$\text{Distancia prótesis-cortical interna femoral} / \text{diámetro transverso del canal femoral}$$

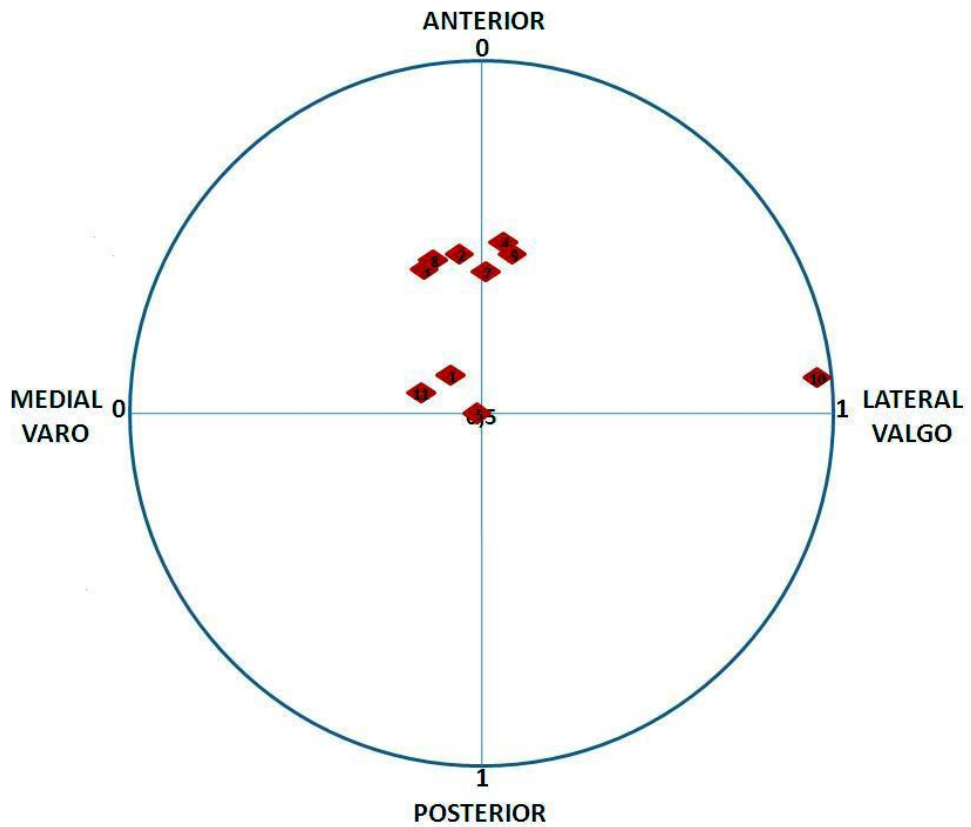
Los resultados del estudio en el eje transversal del centrado de los vástagos protésicos en el canal medular óseo femoral mostraron una tendencia de las prótesis a situarse en la mitad medial del canal medular. En el 60% de los casos, los extremos de los vástagos protésicos se localizaban en el centro o en la parte medial del canal óseo femoral. En un único caso se observó una localización próxima a la cortical externa.

**Distancia coronal prox./diámetro coronal**

		Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje válido	Porcentaje acumulado
Válido	,36	1	7,1	10,0	10,0
	,38	1	7,1	10,0	20,0
	,39	1	7,1	10,0	30,0
	,42	1	7,1	10,0	40,0
	,46	1	7,1	10,0	50,0
	,50	1	7,1	10,0	60,0
	,52	1	7,1	10,0	70,0
	,59	1	7,1	10,0	80,0
	,60	1	7,1	10,0	90,0
	,95	1	7,1	10,0	100,0
	Total	10	71,4	100,0	
Perdidos	Sistema	4	28,6		
Total		14	100,0		



**MAPA DE DISPERSIÓN: Centrado de los vástagos protésicos a nivel femoral.**



***Centrado protésico a nivel tibial:***

Centrado del vástago protésico en el canal medular tibial

	N		Media	Media-na	Desviación estándar	Rango	Mínimo	Máximo
	Válido	Perdi-dos						
CENTRADO AP TIBIA	11	3	,4830	,5489	,15568	,57	,05	,62
CENTRADO CORONAL TIBIA	11	3	,4388	,4609	,14615	,57	,06	,63

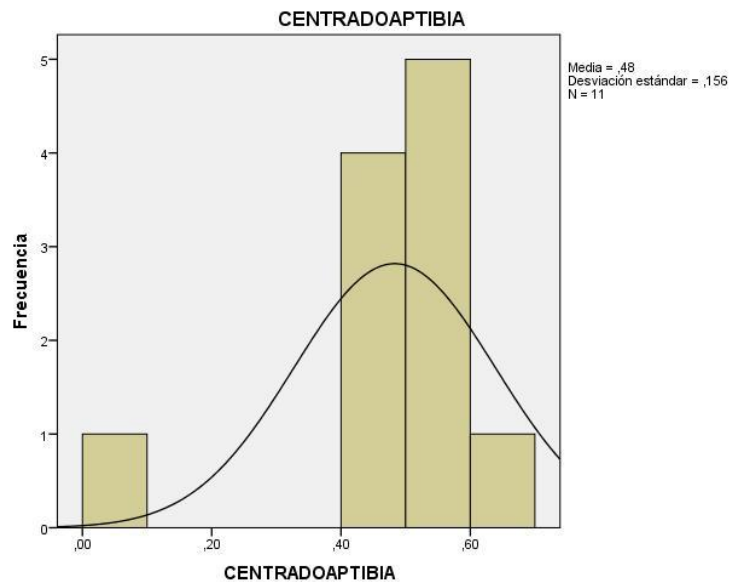
El centrado del vástago tibial en el plano anteroposterior, se halla definido por la siguiente relación de medidas:

$$\text{Distancia prótesis-cortical anterior tibial} / \text{diámetro anteroposterior del canal tibial}$$

Los resultados del estudio en el eje anteroposterior del centrado de los vástagos protésicos en el canal medular óseo tibial mostraron que la mayoría de las prótesis se hallan situadas centradas en el canal medular con un ratio entre 40 y 60. En un único caso el vástago protésico se situó próximo a la cortical anterior tibial.

**CENTRADO ANTEROPOSTERIOR DEL VASTAGO TIBIAL**

		Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje válido	Porcentaje acumulado
Válido	,05	1	7,1	9,1	9,1
	,41	1	7,1	9,1	18,2
	,47	1	7,1	9,1	27,3
	,48	1	7,1	9,1	36,4
	,48	1	7,1	9,1	45,5
	,55	1	7,1	9,1	54,5
	,55	1	7,1	9,1	63,6
	,56	1	7,1	9,1	72,7
	,57	1	7,1	9,1	81,8
	,57	1	7,1	9,1	90,9
	,62	1	7,1	9,1	100,0
	Total	11	78,6	100,0	
Perdidos	Sistema	3	21,4		
Total		14	100,0		



## RESULTADOS

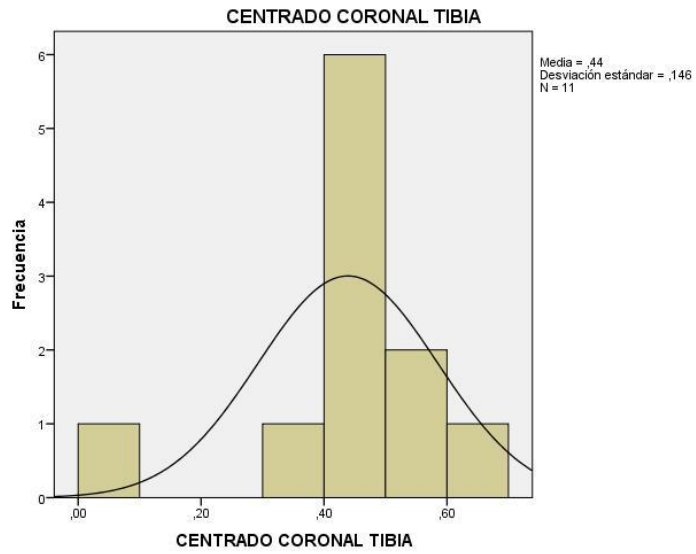
El centrado del vástago tibial en el plano transversal (coronal), se halla definido por la siguiente relación de medidas:

$$\text{Distancia prótesis-cortical interna tibial} / \text{diámetro transverso del canal tibial}$$

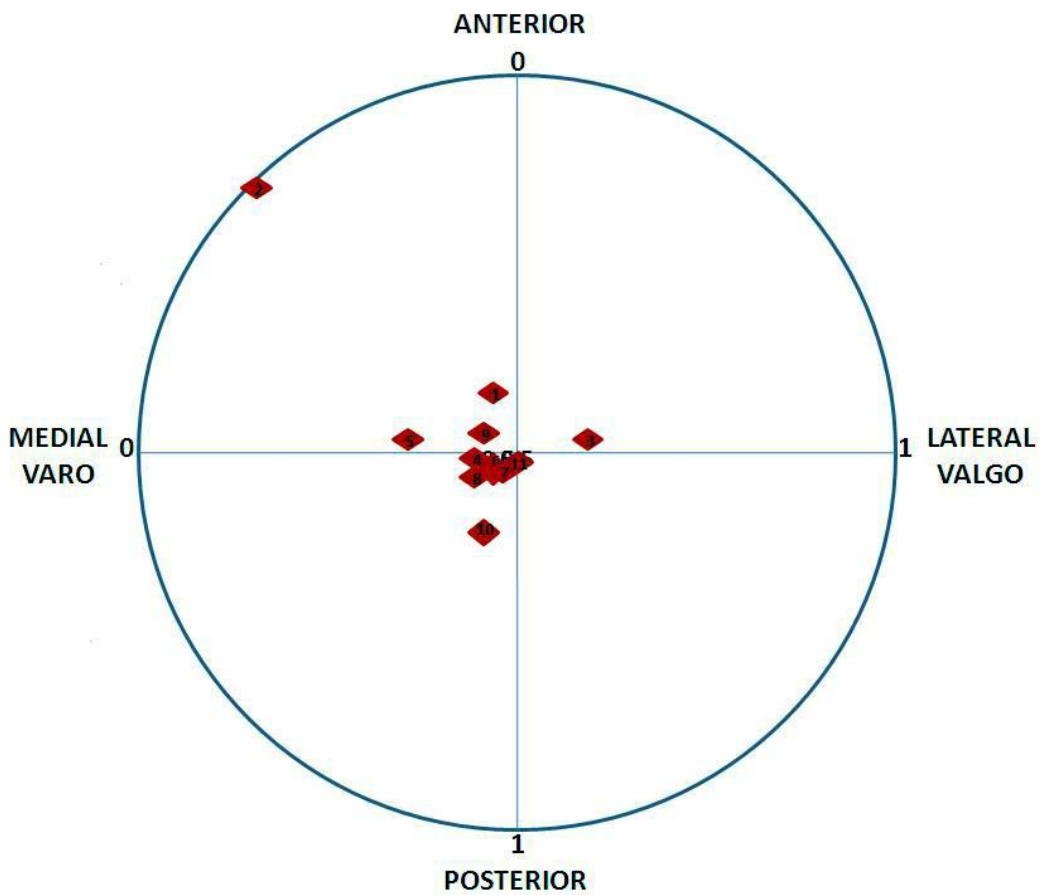
Los resultados del estudio en el eje transversal del centrado de los vástagos protésicos en el canal medular óseo tibial mostraron que la mayoría de las prótesis se hallan situadas centradas en el canal medular con un ratio entre 40 y 60. En un único caso el vástago protésico se situó próximo a la cortical medial tibial.

**CENTRADO CORONAL TIBIA**

	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje válido	Porcentaje acumulado
Válido ,06	1	7,1	9,1	9,1
,32	1	7,1	9,1	18,2
,42	1	7,1	9,1	27,3
,45	1	7,1	9,1	36,4
,46	1	7,1	9,1	45,5
,46	1	7,1	9,1	54,5
,46	1	7,1	9,1	63,6
,50	1	7,1	9,1	72,7
,50	1	7,1	9,1	81,8
,56	1	7,1	9,1	90,9
,63	1	7,1	9,1	100,0
Total	11	78,6	100,0	
Perdidos Sistema	3	21,4		
Total	14	100,0		



**MAPA DE DISPERSIÓN: Centrado de los vástagos protésicos a nivel tibial.**





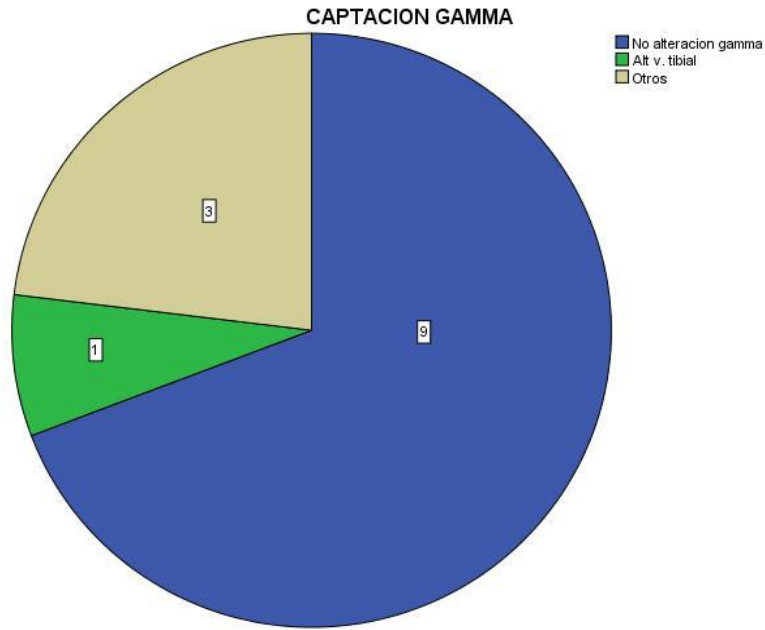
**5.2.4.- DATOS GAMMAGRÁFICOS POSTOPERATORIOS**

Para la obtención de estos datos, se definieron 4 grupos de resultados posibles en los estudios de gammagrafía ósea realizados. 1, dónde no se observan alteraciones relevantes a nivel gammagráfico. 2, dónde se observan signos de movilidad o “stress” a nivel del vástago femoral. 3, dónde se observan signos de movilidad o “stress” a nivel del vástago tibial y 4, donde se observan otras alteraciones en la captación gammagráfica.

No se observaron alteraciones valorables en 9 casos (64,3%) en las gammagrafías óseas de control postoperatorio. En 2 de los casos (14,3%) se observaron signos de stress o movilidad en la punta de vástago tibial no observando alteraciones en ningún caso a nivel femoral. Si se observaron sin embargo en 3 casos (21,4%) otras alteraciones, correspondientes a signos de regeneración ósea crónica en fémur y tibia en un caso y a sobrecarga femoropatelar en 2 casos.

**CAPTACION EN GAMMAGRAFÍA ÓSEA**

		Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje válido	Porcentaje acumulado
Válido	No alteracion gamma	9	64,3	64,3	64,3
	Alt v. tibial	2	14,3	14,3	78,6
	Otros	3	21,4	21,4	100,0
Total		14	100,0		



**5.2.5.- TABLAS DE CONTINGENCIA. CONTRASTE DE HIPÓTESIS**

**Contraste entre gammagrafía ósea y dolor:**

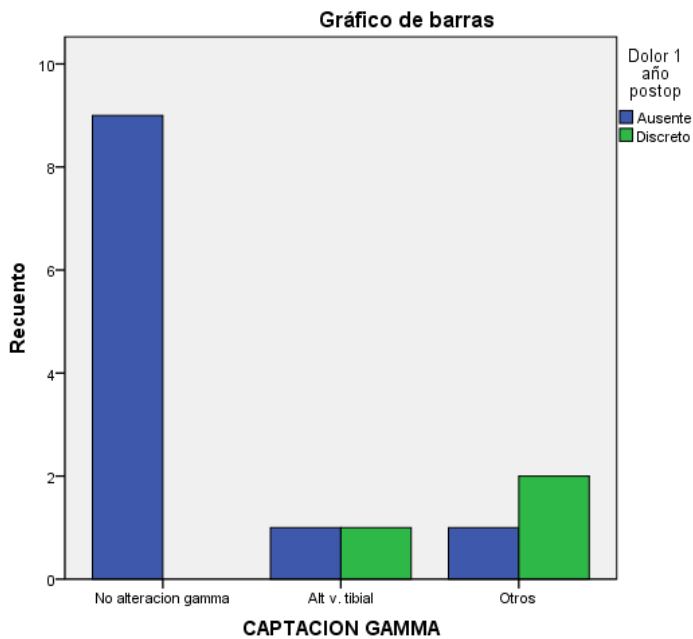
Se ha estudiado la relación entre captación a nivel de la gammagrafía ósea y el nivel de dolor referido por los pacientes al año de la intervención quirúrgica siendo el estudio válido en todos los casos.

	Casos					
	Válidos		Perdidos		Total	
	N	Porcentaje	N	Porcentaje	N	Porcentaje
CAPTACION GAMMA *	14	100,0%	0	,0%	14	100,0%
Dolor 1 año postop						

**Tabla de contingencia CAPTACION GAMMA \* Dolor 1 año postoperatorio**

		Dolor 1 año postop		Total
		Ausente	Discreto	
CAPTACION GAMMA	No alteración gamma	9	0	9
	Alteración vastago. tibial	1	1	2
	Otros	1	2	3
Total		11	3	14

9 de los pacientes no presentaron dolor postoperatorio ni alteraciones a nivel gammagráfico. 2 pacientes no presentaron dolor pero sí captación a nivel gammagráfico y 3 pacientes mostraron dolor discreto y algún tipo de captación a nivel de la gammagrafía ósea. Si bien el hecho de presentar dolor no implica necesariamente la existencia de captación mediante radioisótopos, el estudio estadístico realizado, utilizando la Prueba de Chi-cuadrado corregida mediante el estadístico exacto de Fisher mostró una relación estadísticamente significativa ( $p < 0,05$ ) entre captación a nivel de la gammagrafía ósea y dolor.



	Valor	Sig. exacta (bilateral)
Chi-cuadrado de Pearson	7,071 <sup>a</sup>	,052
Estadístico exacto de Fisher	6,748	,027
N de casos válidos	14	

**Contraste entre Balance articular de rodilla y dolor:**

Se ha estudiado la relación entre flexión de rodilla y dolor por una parte y extensión de rodilla y dolor por otra no hallando una relación estadísticamente significativa ( $p > 0,05$ ). Las variables de estudio fueron válidas en el 100% de los casos en ambos supuestos.

**Tabla de contingencia Flexión rodilla \* Dolor 1 año postop**

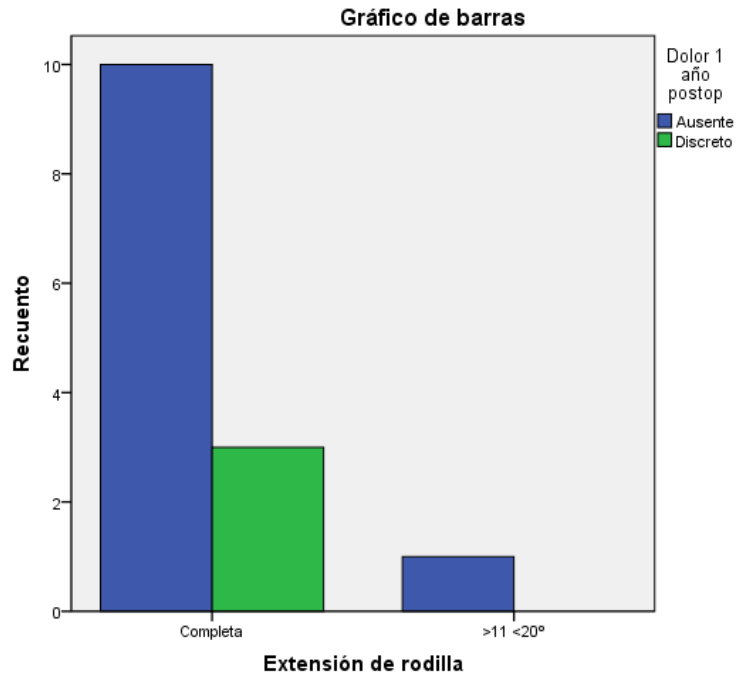
Recuento		Dolor 1 año postop		Total
		Ausente	Discreto	
Flexión rodilla	Más de 100°	10	2	12
	80 - 100°	1	1	2
Total		11	3	14



**Tabla de contingencia Extensión de rodilla \* Dolor 1 año postop**

Recuento

		Dolor 1 año postop		Total
		Ausente	Discreto	
Extensión de rodilla	Completa	10	3	13
	>11 <20°	1	0	1
Total		11	3	14

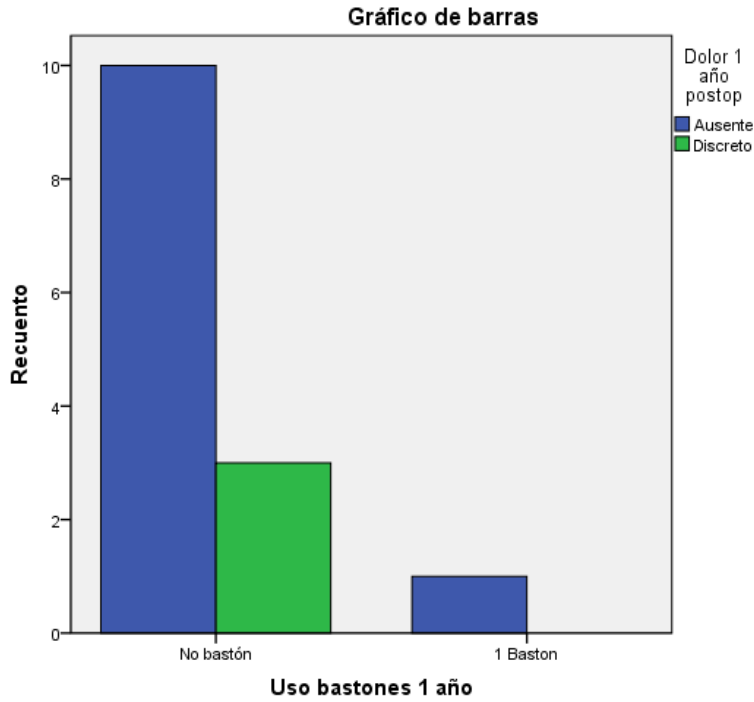


**Contraste entre uso de bastones y dolor:**

Se ha estudiado la relación entre el uso de bastones para la marcha y el nivel de dolor en todos los casos, no hallando una relación estadísticamente significativa ( $p > 0,05$ ). El único paciente que utilizaba muletas para la deambulacion al año de la intervencion no refería dolor.

**Tabla de contingencia Uso bastones 1 año \* Dolor 1 año postop**

Recuento		Dolor 1 año postop		Total
		Ausente	Discreto	
Uso bastones 1 año	No bastón	10	3	13
	1 Baston	1	0	1
Total		11	3	14



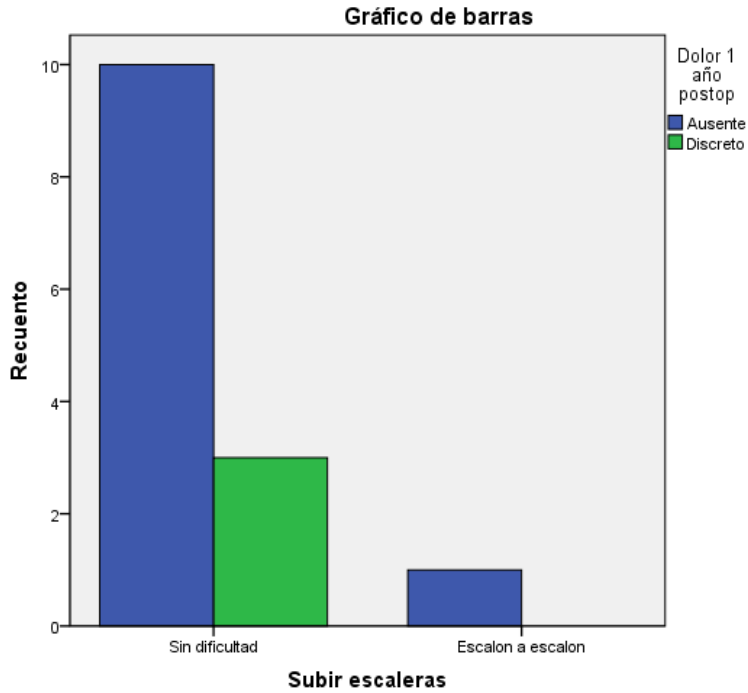
**Contraste entre subir escaleras y dolor:**

Se ha estudiado la relación entre subir escaleras y dolor en todos los casos. 3 pacientes referían dolor discreto, no presentando sin embargo dificultad para subir escaleras. 1 paciente subía las escaleras escalón a escalón, pero no padecía dolor. No se observó una relación estadísticamente significativas en los estudios realizados ( $p > 0,05$ ).

**Tabla de contingencia Subir escaleras \* Dolor 1 año postop**

Recuento

		Dolor 1 año postop		Total
		Ausente	Discreto	
Subir escaleras	Sin dificultad	10	3	13
	Escalon a escalon	1	0	1
Total		11	3	14



**Contraste entre distancia de marcha y dolor:**

El estudio de la relación entre distancia de marcha y dolor no mostró resultados estadísticamente significativos ( $p > 0,05$ ), siendo el estudio válido en todos los casos. Los 3 pacientes que referían dolor no presentaban limitación en la distancia de marcha. 1 paciente presentaba una marcha limitada entre 500 y 1500m pero no dolor.

	Casos					
	Válidos		Perdidos		Total	
	N	Porcentaje	N	Porcentaje	N	Porcentaje
Distancia de marcha *	14	100,0%	0	,0%	14	100,0%
Dolor 1 año postop						

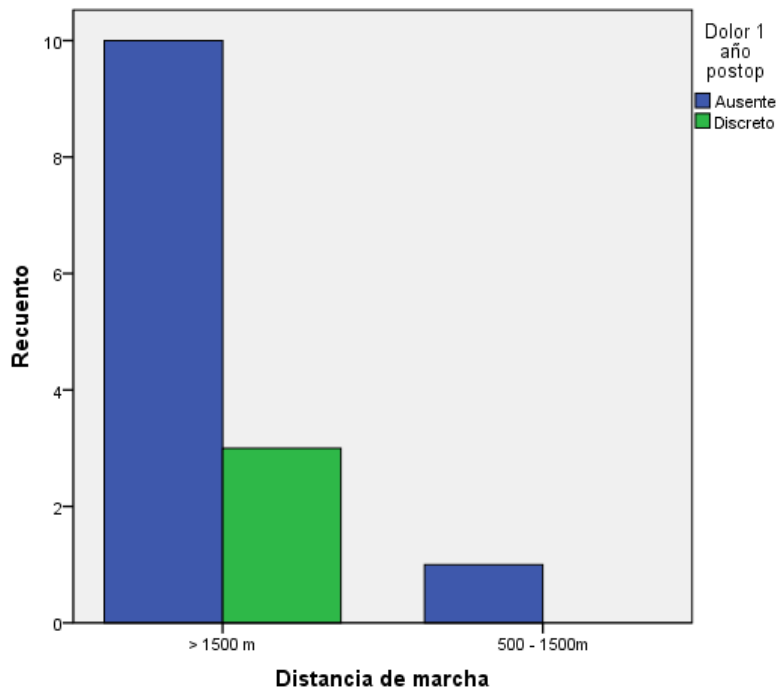


**Tabla de contingencia Distancia de marcha \* Dolor 1 año postop**

Recuento

		Dolor 1 año postop		Total
		Ausente	Discreto	
Distancia de marcha	> 1500 m	10	3	13
	500 -1500m	1	0	1
Total		11	3	14

**Gráfico de barras**



## **VI.- DISCUSSION**



## 6.1.-DISCUSIÓN DEL ESTUDIO EXPERIMENTAL

En la actualidad, la investigación biomédica en materia de implantes biocompatibles, supone la realización de estudios y experimentos técnica y económicamente muy costosos. A estos hechos, se añade la necesaria limitación bioética de contrastar los resultados experimentales obtenidos con especímenes reales in vivo<sup>81,82</sup>. De los anteriores conceptos, surge el interés por encontrar modelos de estudio que simulen de forma suficientemente aproximada el comportamiento real de estructuras anatómicas como el cuerpo humano, los cuales reducirían los costes económicos de la experimentación y el número de animales sacrificados. Con su generalización, estos modelos realísticos serían también de aplicación en la docencia de las ciencias biológicas<sup>83</sup>. La biomecánica estudia los efectos de la energía y de las fuerzas de los sistemas biológicos mediante la aplicación de las leyes de Newton sobre los seres vivos. En cirugía del aparato locomotor puede tener interés en el diseño y creación de reemplazos articulares y de medios de fijación de osteosíntesis<sup>84,85</sup>.

En los últimos años, se han incorporado progresivamente las ciencias matemáticas al estudio de la medicina, convirtiéndose en fundamentales para el estudio y comprensión de fenómenos clínicos, notablemente para la evaluación de resultados y la experimentación, jugando un papel muy importante la estadística.

El método de análisis por elementos finitos utilizado para nuestro estudio, es un método de cálculo matemático utilizado habitualmente en ingeniería para el estudio de resistencia de materiales. La mayor potencia actual de los sistemas informáticos y su mayor accesibilidad, han generalizado su empleo para el cálculo de fórmulas matemáticas complejas y el manejo de grandes cantidades de variables numéricas, popularizando el análisis por elementos finitos. Mediante la difusión de

la informática los métodos de cálculo numérico adquieren mayor relevancia y por tanto el método de elementos finitos también.

El estudio analítico mediante simulación por elementos finitos permite analizar el comportamiento de un sólido sometido a la acción de fuerzas en unas determinadas condiciones de apoyo, para determinar su configuración deformada, indicando cuál es el desplazamiento sufrido por cada uno de sus puntos y las tensiones que aparecen entre las distintas partes del mismo cuando se deforma utilizando funciones numéricas.

Actualmente, es cada vez más frecuente la aplicación del AEF al estudio de implantes utilizados en cirugía ortopédica como por ejemplo los estudios de Sanchez M Sobre el clavo endomedular de Grosse-Kempf<sup>49</sup>, el estudio de placas de osteosíntesis<sup>86,87</sup> o el estudio de las prótesis de rodilla<sup>88,89</sup>.

En 2013 Kazemi y cols<sup>90</sup> publican una revisión bibliográfica sobre los avances en el método de análisis por elementos finitos aplicados al estudio de la rodilla, tanto de los modelos de anatomía humana como de las prótesis de rodilla.

En el estudio desarrollado en esta Tesis Doctoral, el AEF nos ha permitido recrear por simulación una rodilla humana, estructura anatómica considerada por su morfología y comportamiento funcional como de extrema complejidad y, a partir del modelo realizado, hemos estudiado el comportamiento biomecánico de un modelo de prótesis de rodilla dotado de constricción y de vástagos endomedulares largos, genéricamente similar a los utilizados en las artroplastias de salvamento tumoral de rodilla.

Si bien podemos hallar en la literatura diferentes estudios que analizan el comportamiento de las prótesis de rodilla mediante el análisis de

elementos finitos, la mayoría de ellos se centran en el estudio del polietileno y/o del platillo tibial<sup>91,92,93</sup>. Dichos estudios analizan el comportamiento de prótesis habitualmente utilizadas en cirugía primaria de rodilla, no habiendo encontrado en nuestra búsqueda bibliográfica, estudios previos de estas características en prótesis dotadas de vástagos endomedulares largos utilizadas para cirugías de revisión, de grandes defectos óseos, o de reconstrucción tras resección oncológica. En la mayoría de situaciones planteadas en nuestro estudio, no hemos hallado trabajos similares en la literatura con los que poder compara nuestros resultados.

Es importante resaltar que se trata de un primer estudio modelizado de una prótesis dotada de constricción, que requiere una aproximación e idealización de una estructura anatómica extremadamente compleja como es la extremidad inferior. Para mayor realismo del estudio, el modelo protésico desarrollado, ha sido estudiado fuera y dentro del hueso. Este modelo ideal, sin embargo, comporta ciertas limitaciones que serían convenientes resaltar. Para la realización de este modelo no se han valorado por motivos técnicos las partes blandas de la extremidad inferior y se han simplificado aspectos importantes como el estado de cargas a nivel del fémur en el apoyo durante el ciclo de la marcha, la caracterización del comportamiento del hueso, músculos y ligamentos. Estas limitaciones del modelo se hallan también analizadas y referidas en diferentes trabajos biomecánicos previos como el de Lewis y cols<sup>52</sup>, y están en parte impuestas por las propias limitaciones actuales de los programas informáticos utilizados para el estudio. Por todo ello, aunque consideramos válidos nuestros hallazgos tenemos que ser cautos en la extrapolación de nuestros datos a la situación real.

Desde el punto de vista de los materiales empleados en el estudio referiremos que las características propias de los distintos tejidos y materiales son datos aproximados, fruto de promedios de estudios

previos, siendo en la práctica imposible utilizar un valor concreto para cada uno de la infinidad de puntos componentes del sólido. Bajo estas premisas, hemos considerado en nuestra simulación el tejido óseo como un material homogéneo, lineal e isótropo, cuyos tejidos cortical y esponjoso quedan perfectamente definidos por las propiedades físicas que representan su Módulo de Young y Coeficiente de Poisson. Siguiendo las líneas de investigación de trabajos anteriores, hemos empleado en nuestro estudio los valores del tejido óseo cortical y esponjoso previamente utilizados por Heegaard y cols<sup>71</sup> para el estudio biomecánico de la rodilla y posteriormente por Seral y colaboradores<sup>60</sup> en un estudio simulado mediante elementos finitos de una artoplastia de rodilla. Para la simulación de las estructuras metálicas y plásticas de la prótesis de rodilla, siguiendo las mismas premisas anteriores, hemos utilizado para el análisis los valores facilitados por la empresa fabricante de la prótesis. En cuanto a la simulación de la interfase hueso-cemento-prótesis, hemos considerado los vástagos tumorales como no cementados, siendo la fijación ósea no cementada la habitualmente utilizada en nuestras cirugías.

En el estudio se ha realizado un análisis estático de las deformaciones y de la distribución de tensiones en el modelo de PTR y en el conjunto PTR-huesos así como un análisis cinemático de las deformaciones y de la distribución de tensiones en distintos momentos del ciclo de la marcha en los mismos supuestos, tanto con la rodilla en extensión completa (0°), como con la rodilla en diferentes grados de flexión (15°, 30°, 45°, 90°).

Así pues, en el presente trabajo, el AEF nos ha permitido elaborar la simulación de una prótesis de rodilla dotada de autoestabilidad y de vástagos endomedulares largos, recreando a la vez, una prótesis de rodilla insertada en un fémur y una tibia. A partir de estos modelos

simulados hemos estudiado el comportamiento biomecánico ideal de la prótesis.

Hemos analizado, en las mismas condiciones, las deformaciones y la distribución de tensiones en diferentes momentos de la prótesis de rodilla sometida a una fuerza de 80 N y del conjunto prótesis de rodilla-huesos. De igual modo hemos valorado de forma cinemática su comportamiento mediante simulación informatizada durante el apoyo monopodal del ciclo de la marcha.

En nuestro modelo aislado de PTR, observamos que las deformaciones y las tensiones obtenidas varían en función del ángulo de flexión protésico bajo las mismas condiciones de carga. Así, podemos ver que los valores menores se observan con la rodilla en extensión completa (flexión de 0°) y que aumentan de forma progresiva con la flexión de la rodilla, obteniendo los mayores valores con la rodilla flexionada (90°). Del mismo modo, en el modelo compuesto de PTR-Huesos se observa una progresión en las magnitudes obtenidas al aumentar la flexión de la rodilla, obteniendo los menores valores con la rodilla en extensión (0° de flexión) y los mayores con la rodilla en flexión de 90°, situación biomecánica más desfavorable. Otros autores como F.Djoudi<sup>89</sup>, refieren del mismo modo, una situación biomecánica más desfavorable en los modelos de rodilla de mayor flexión estudiados. Según este autor, en un modelo 3D de una prótesis modular de rodilla, a mayor carga soportada por la prótesis, mayores son los efectos en la interfase hueso-componente femoral y a mayor ángulo de flexión, mayor tendencia a acentuar los efectos de los esfuerzos tensionales.

Al realizar un estudio cinemático de los modelos creados, podemos obtener información sobre las fuerzas que actúan sobre la prótesis de rodilla durante la marcha. El análisis cinemático, permite estudiar la evolución en la distribución de las cargas a la que se encuentra



sometida la prótesis durante el movimiento de flexión/extensión durante el paso normal.

Para realizar el estudio cinemático, se ha simulado el paso normal en las diferentes fases del ciclo de la marcha normal<sup>94</sup>.

Oran J.<sup>95</sup> en 1998, describe un estudio sobre las artroplastias de rodilla modulares y semiconstreñidas durante el ciclo de la marcha concluyendo que los pacientes protetizados apoyan antes y con menor fuerza que los sujetos de la serie control y que el patrón cinemático de la marcha en las artroplastias de rodilla se diferencia de la marcha normal por menor longitud y frecuencia del paso; menor desplazamiento vertical del centro de gravedad; mayor desplazamiento horizontal del centro de gravedad y menor movilidad de cadera y rodilla homolateral en todas las fases del ciclo.

En 2012, Castro L. y Camacho F.<sup>96</sup>, describen un estudio mediante elementos finitos del mecanismo policéntrico de una prótesis de rodilla para amputados del miembro inferior durante el ciclo de la marcha. Para estas condiciones de trabajo, estos autores refieren las mismas limitaciones técnicas anteriormente descritas atribuibles a la capacidad de los equipos informáticos actualmente disponibles. Estos autores sin embargo consideran que este trabajo abre las puertas a futuros proyectos, considerando válido su modelo.

Existen en el Mercado diferentes programas informáticos creados para la simulación y estudio de cargas en estructuras mediante elementos finitos.

Revisando la literatura, podemos observar la diversidad de los programas utilizados en anteriores estudios publicados de análisis de elementos finitos aplicados a las artroplastias de rodilla. En nuestro trabajo, hemos empleado el programa Pro/ENGINEER®. Del mismo modo, A.G. Au., V. James y otros autores<sup>97</sup> utilizaron Pro/ENGINEER®

para estudiar el efecto de las cargas y la distribución de esfuerzos alrededor del componente tibial en un modelo de prótesis total de rodilla.

Al analizar nuestro estudio, observamos en las reacciones obtenidas en las tres principales direcciones del espacio (vertical, horizontal y lateral), que la fuerza de mayor relevancia actúa en el eje vertical, representando la mayoría de las fuerzas a que se ve sometida la prótesis durante el ensayo, y que casi no existen fuerzas de reacción laterales ni horizontales a nivel del eje articular de la rodilla ni de la cadera en el modelo realizado. Atribuimos estos hallazgos al hecho de que se trata de un mecanismo ideal en el que no se consideran la existencia de otras estructuras anatómicas como músculos, tendones o ligamentos. La fuerza más importante es la ejercida de modo vertical pudiendo considerar como minimizables en un estudio ideal las fuerzas en el eje anteroposterior o lateral.

Durante el ciclo de la marcha, las cargas generadas como reacción del apoyo del pie con la superficie del suelo varían. Los mayores picos de esfuerzo se obtienen durante la fase de apoyo porque una sola pierna recibe todo el peso del cuerpo mientras que durante la fase de oscilación los esfuerzos se reducen marcadamente al actuar solamente la gravedad. Estos hallazgos son similares a los referidos por Sylvia Ounpuu<sup>98</sup> en un estudio realizado sobre la biomecánica de la marcha y la carrera. De forma similar, Sánchez M.<sup>49</sup> y colaboradores en un estudio mediante elementos finitos del clavo endomedular femoral de Grosse-kemps observan un aumento de fuerzas en la extremidad que es máxima durante el apoyo monopodal, al levantar la extremidad no afectada del suelo.

Seral y colaboradores<sup>60</sup>, estudian un modelo comparativo de rodilla anatómica y protésica a 0° y 15° de flexión, refiriendo que, en el caso de

extensión completa, en ambos casos, el fémur tiende a desplazarse hacia anterior, con un mayor trabajo para los ligamentos cruzados mientras que en flexión la rodilla tiende a desplazarse posteriormente con mayor trabajo de cuádriceps. Estos hallazgos no se observaría en nuestra situación al tratarse nuestro modelo de una prótesis dotada de constricción, y diseñada para ser empleada en situaciones de inestabilidad de rodilla y ausencia de las estructuras ligamentosas, soportando los esfuerzos transmitidos en los diferentes grados de flexión la charnela giratoria femorotibial.

Nos proponemos con nuestro estudio describir los efectos de las fuerzas que actúan sobre un modelo de prótesis de rodilla con vástagos largos a nivel de su componente femoral durante el proceso de flexión articular, valorando el efecto del centrado del vástago protésico en el canal medular.

Las prótesis de rodilla constreñidas con vástagos endomedulares largos, se utilizan habitualmente en cirugías de rescate protésico<sup>99</sup> o en patologías que originan grandes defectos óseos segmentarios como es la patología tumoral de rodilla<sup>100</sup>.

La técnica quirúrgica, la correcta inserción de los implantes y el diseño protésico son importantes para la función de la rodilla y para la supervivencia del implante. En nuestra serie protésica, no hemos hallado casos de fracaso de la artroplastia secundarios a roturas por fatiga de material sin embargo, Manish Argwal et al<sup>101</sup> en un artículo sobre resistencia de material protésico describen roturas en vástagos de megaprótesis tumorales de rodilla, considerando, la zona de unión del vástago al cuerpo de la prótesis como la zona de ruptura más frecuente del implante en sus modelos protésicos. Por su parte, Michael Gebhart et al<sup>102</sup> y Tyler WK et al<sup>103</sup> describen fracturas periprotésicas como complicaciones en la artroplastia total de rodilla alrededor del vástago

femoral. Para estudiar el efecto de la inserción de los implantes protésicos en la función articular Kei Osano y colaboradores<sup>104</sup> estudian mediante elementos finitos el efecto de la inserción del componente tibial de una prótesis modular de rodilla durante el proceso de flexión articular concluyendo que la malrotación del componente tibial aumenta el riesgo de fracaso precoz del polietileno tibial y tiene repercusión sobre en el balance articular.

Liau y colaboradores<sup>91</sup> calcularon las tensiones de Von Mises, investigando los efectos tensionales de la alineación del componente tibial en tres modelos de prótesis total de rodilla utilizando el AEF. Sus resultados mostraron que los modelos mal alineados presentaban mayores niveles de stress en el componente tibial. En nuestros modelos protésicos, respecto a las tensiones producidas en el tejido óseo y en el polietileno en la rodilla con artroplastia desviada del eje central femoral, se observa que las magnitudes máximas de los valores estudiados de tensión y deformación son similares a los obtenidos en el modelo de artroplastia con vástago femoral centrado. Sin embargo, en el modelo con el vástago protésico situado con 10° de desviación anterior respecto al eje femoral, se produce una variación importante tanto en magnitud como en la distribución de tensiones en el componente metálico de la prótesis respecto al modelo de inserción ideal. Los resultados obtenidos mostraban un cambio de tensión en las zonas de transición de dos materiales a uno sólo coincidiendo con el extremo de la prótesis situándose en consecuencia las mayores tensiones en el extremo del vástago femoral. Estos hallazgos podrían explicar la presencia molestias a nivel del muslo o de fracturas periprotésicas, generalmente situadas alrededor del extremo del vástago endomedular descritas en algunos pacientes<sup>102,103,105</sup>. A favor de estos hechos podemos mencionar los hallazgos de nuestro estudio en los que puede observarse el aumento de tensión en el componente metálico de la prótesis cuando esta se halla insertada de forma descentrada. En esta

situación, podemos afirmar que el vástago endomedular actuaría a modo de palanca transmitiendo los esfuerzos combinados de flexión y compresión al hueso adyacente pudiendo originar una fractura periprotésica en caso de sobrepasar los límites de resistencia del hueso receptor.

Nuestros resultados indican que la colocación del vástago centrado en el canal medular reduciría el estrés del conjunto prótesis-hueso, pudiendo disminuir el número de complicaciones por fractura periprotésica y aumentar la supervivencia de los implantes. Estos resultados coincidirían con los datos clínicos descritos por Moreland JR<sup>106</sup> quien describe la alineación de la prótesis como uno de los factores más importantes para la supervivencia del implante.

Del mismo modo, y en función de los resultados obtenidos en nuestro estudio, aunque ideales, debemos considerar que cualquier pequeña variación en la geometría del hueso receptor o en la posición de inserción de la prótesis durante la cirugía de implantación, implicarían una variación en la distribución de esfuerzos del conjunto. Podemos deducir que la morfología del implante será también importante para adaptarse a las características anatómicas del hueso receptor y reducir las sollicitaciones mecánicas de la artroplastia. Debemos también recordar la tendencia natural que posee el vástago protésico largo a situarse próximo a la cortical ósea anterior debido a la curvatura normal que posee el fémur en el plano anteroposterior<sup>85</sup> y que hemos podido constatar en nuestra serie de casos clínicos donde el extremo de vástago femoral protésico se situaba en la mitad anterior del canal femoral. Para que el nivel de tensiones disminuyera y no existiera una zona tan crítica en la parte donde finaliza la prótesis respecto al hueso, sería necesario que las rigideces de los diferentes elementos se igualaran. Ello conlleva

que los desplazamientos existentes serían mayores, pero más continuos a lo largo del modelo.

Podemos considerar, que se ha realizado un avance en los campos de la biomedicina y de la bioingeniería una vez valorados los datos a favor y en contra del modelo de prótesis obtenido en la simulación. Esta afirmación es fruto de haber logrado la creación de un modelo 3D de dos componentes ensamblados y articulados de una prótesis total de rodilla. Si bien, y como ya se ha comentado previamente, existen antecedentes de simulación mediante AEF de materiales biomédicos, en la mayoría de los casos estudiados se trataba de estructuras homogéneas sólidas, no articuladas, como clavos endomedulares o placas de osteosíntesis en sus diferentes modalidades<sup>48,49,50,51</sup>. Los modelos estudiados previamente en prótesis de rodilla se centraban mayoritariamente en el estudio del polietileno y los platillos tibiales<sup>54,58,59</sup>. A pesar de que en los últimos tiempos han aparecido en la bibliografía científica intentos por realizar unos primeros modelos de prótesis de rodilla, en los escasos estudios hallados se trataba de modelos de prótesis de rodilla de tipo modular, con dos componentes (femoral y tibial) completamente independientes y carentes de vástagos endomedulares<sup>60,89,104,107,108</sup>. A diferencia de estos modelos modulares, la prótesis estudiada en este trabajo se halla dotada con un componente de autoestabilidad entre el componente femoral y tibial, y posee vastagos endomedulares largos para su anclaje, aportando nuevos conceptos al análisis mediante elementos finitos.

A pesar de las ya descritas limitaciones del modelo simulado, podemos considerar que el análisis mediante elementos finitos nos permite realizar un estudio biomecánico del comportamiento estructural de la rodilla con artroplastia en condiciones ideales. Consideramos pues, que se trata de un modelo válido para obtener los primeros resultados que nos permitan profundizar en el estudio del comportamiento de la articulación de la rodilla. Igualmente, podemos considerar, que el

análisis por elementos finitos permite realizar un estudio biomecánico del comportamiento de los vástagos endomedulares de las prótesis de rodilla en condiciones ideales.

Aunque se han realizado grandes progresos en las últimas dos décadas, queda mucho trabajo por llevar a cabo en el estudio computacional de la mecánica articular de la rodilla. Debemos considerar que en un futuro próximo, a partir de estos estudios realizados sobre modelos de prótesis total de rodilla, y con el desarrollo de programas y equipos informáticos más sofisticados y menos restrictivos, puedan realizarse simulaciones complejas de biomateriales articulados, que sean altamente comparables a la realidad.

Estas nuevas simulaciones futuras mediante AEF permitirían:

- aportar modelos útiles para una investigación biomédica éticamente satisfactoria que reduciría los experimentos y la morbilidad en seres vivos
- reducir el coste de investigación, desarrollo y comercialización de los implantes
- definir una forma ideal de colocación del implante, reduciendo las complicaciones de una inserción poco adecuada,
- desarrollar implantes protésicos estructural y morfológicamente más adecuados.

Esto permitiría aumentar la vida útil de los implantes disminuyendo la necesidad de recambios protésicos, mejorando por lo tanto, la calidad de vida del paciente, y, reduciendo al mismo tiempo el coste económico sanitario.

## 6.2.- DISCUSIÓN DEL ESTUDIO CLINICO

El estudio de las artroplastias totales de rodilla tumorales es complejo en su conjunto. La dificultad se evidencia ante la escasez de estándares de comparación y la limitación de las series existentes en la literatura. Esta complejidad aumenta cuando se centra el estudio en artroplastias tumorales de rodilla en niños o pacientes jóvenes<sup>26,109,110</sup>. No nos hallamos ante el estudio de una patología convencional y en ningún caso se puede considerar a las artroplastias tumorales como un procedimiento quirúrgico reglado, al ser este, individualizado para cada paciente en función de la localización, la edad y la extensión de la lesión<sup>111</sup>. El estudio establecido y aceptado como ideal para la investigación clínica está basado en series clínicas prospectivas y aleatorizadas de gran tamaño pero, debemos considerar esta posibilidad impracticable en la situación de estudio planteada en nuestro trabajo dada la baja incidencia en la población infantil de los sarcomas óseos primarios.

Desarrollaremos la discusión de este trabajo con una crítica racional, comparando los resultados obtenidos con aquellos publicados en la literatura científica y siendo conscientes que en algunos casos la bibliografía es escasa, inexistente o puede ser sesgada por la escasa casuística.

Para llevar a cabo la revisión bibliográfica se realizó una búsqueda sistemática en libros de texto especializados y mediante la base de datos Medline (Pubmed. US Nacional Library of Medicine. National Institutes of Health) sin limite temporal. Una vez realizada una revisión de la bibliografía general existente, se ha acotado los límites centrando la búsqueda en los artículos relacionados con salvamento protésico de extremidades en niños y jóvenes.



La discusión de los resultados clínicos la hemos ordenado en tres partes. Inicialmente se discutirán las variables epidemiológicas seguidas de las variables clínicas y de función articular y finalmente los resultados de los estudios de imagen (TC; gammagrafía ósea).

Los sujetos incluidos en este trabajo cumplían los requisitos necesarios para homogeneizar al máximo los grupos de estudio; en consecuencia, consideramos que podemos transportar éstos resultados a todos los pacientes portadores de artroplastia de rodilla tumoral con vástagos largos femoral y tibial que cumplan los requisitos básicos necesarios para los sujetos del estudio.

### ***6.2.1.- DISCUSIÓN SOBRE LAS VARIABLES EPIDEMIOLÓGICAS***

#### ***LOCALIZACIÓN ANATÓMICA TUMORAL***

La localización anatómica de la tumoración previa a la artroplastia, así como su mayor o menor extensión a las partes blandas adyacentes es un dato relevante respecto al estudio de la artroplastia tumoral. La localización de la tumoración condiciona el tipo de abordaje quirúrgico, la resección ósea, la elección del modelo y tamaño protésico tumoral y la posterior reconstrucción del aparato flexoextensor de la rodilla. En caso de hallarse la tumoración a nivel del fémur distal se utilizará una prótesis con componente de sustitución ósea a nivel del fémur distal. Por el contrario, si la tumoración primaria se halla situada a nivel tibial proximal, deberá asociarse al componente tibial de sustitución ósea una reconstrucción con reinserción del tendón rotuliano para facilitar la extensión de la rodilla<sup>112,113</sup>. En caso de requerir una prótesis con componente tumoral de tibia proximal algunos autores recomiendan asociar una transposición de músculo gastrocnemio para, de esta forma,

mejorar la reinserción del tendón rotuliano y lograr un mayor aislamiento y una mejor cobertura con partes blandas de la prótesis<sup>114</sup>.

Indistintamente, en cualquiera de las dos situaciones planteadas, los vástagos endomedulares de la prótesis tumoral serán similares estando constituidos por vástagos largos. Es de esperar, que si el manejo de los defectos óseos es el adecuado, la localización de la tumoración no afectaría en este caso al estudio de inserción de los vástagos protésicos fruto de este trabajo.

No hemos podido hallar en la búsqueda realizada ningún trabajo preexistente que valore la inserción de los vástagos protésicos en las artroplastias tumorales efectuadas en pacientes menores de 18 años.

### ***NÚMERO DE CASOS Y EDAD***

Algunas de las variables generales como la extremidad afectada, o los antecedentes patológicos de los pacientes no serán discutidas por considerar que no influyen en los resultados de nuestro trabajo. Sin embargo, otras variables como la edad o el tipo de tumor primario, si deben considerarse relevantes por influir en el tipo de reconstrucción quirúrgica de la extremidad.

Del total de 14 prótesis tumorales de rodilla de nuestra serie, 8 (57,1%) eran con componente de sustitución femoral distal y 6 (42,9%) con un componente de sustitución tibial. Kinkel S. et al<sup>115</sup> describen una serie de 69 casos de pacientes portadores de prótesis de rodilla tumoral por sarcoma óseo primario, con una afectación de fémur y tibia similares a la nuestra, esta serie sin embargo englobaba tanto pacientes jóvenes como de edad adulta con una media de 38 años de edad (11-78 años). Si comparamos nuestra serie con otras referentes exclusivamente a pacientes pediátricos como las de Arkader A. y cols<sup>116</sup> observamos una similitud en cuanto al número de casos. Estos autores describen una

serie de 12 casos con una media de edad de 11,6 años, siendo la media de edad de 11,5 años (8 -17años) en nuestra serie. Gupta A<sup>117</sup> en el año 2006 refieren 7 casos de artroplastias tumorales en jóvenes, con una media de edad de 12,1 años siendo nuestra serie superior en número global de pacientes descritos.

### ***DISTRIBUCIÓN POR SEXOS***

La distribución por sexos fue homogénea obteniendo una muestra con 50% de niños y 50% de niñas. Esta distribución es comparable a las descritas en otros estudios previos<sup>118,119</sup>

### ***TIPO DE PRÓTESIS***

En nuestro trabajo se utilizó según lo previamente expuesto dos grandes grupos de prótesis de salvamento tumoral de extremidades. Un grupo compuesto por prótesis modulares y otro por prótesis de crecimiento extensibles sin cirugía invasiva.

Un total de 8 prótesis fueron modulares (57,1%) frente a 6 prótesis extensibles (42,9%) siendo la edad media en el grupo de pacientes portadores de prótesis modulares de 13 años (10-17años) y de 9,5 años (8-11 años) en el grupo de pacientes portadores de prótesis extensibles. Estos hallazgos guardan relación directa con la maduración esquelética observada, utilizando las prótesis de crecimiento en pacientes de menor edad. J.Hardes y colaboradores<sup>120</sup> publican en 2013 una serie de 59 casos de prótesis tumorales de tipo modular en pacientes con una edad media de 33 años (11-74años). En 2003, Michael D. Neel y colaboradores<sup>109</sup>. publican una serie e 18 prótesis extensibles por mecanismo no invasivo en un total de 15 pacientes con una edad media de 11 años (7-15 años).

### ***DIAGNOSTICO ETIOLÓGICO***

El diagnóstico etiológico fue de osteosarcoma en 12 casos (85,7%) y de Sarcoma de Ewing en 2 casos (14,3%). Dichos resultados parecen lógicos si consideramos que se describe habitualmente al osteosarcoma como un tumor óseo maligno de localización anatómica frecuentemente metafisaria en los huesos tubulares, mientras que el sarcoma de Ewing tiene predilección por una localización metafisodiafisaria<sup>121</sup>. La localización más alejada de la articulación del Sarcoma de Ewing permite frecuentemente en niños pequeños realizar cirugías de reconstrucción tumoral preservando la articulación de la rodilla. La práctica de cirugías reconstructivas empleando aloinjertos óseos<sup>122,123</sup> o trasplantes de hueso vascularizado según la técnica descrita por Capana y colaboradores<sup>124,125</sup> favorece la disminución de las artroplastias de rodilla tumorales efectuadas en estos pacientes.

Estos datos son comparables a los de otras series publicadas en las que el número de osteosarcomas observados es superior al de sarcomas de Ewing en los casos de reconstrucción protésica tumoral de la rodilla en pacientes jóvenes<sup>126,127</sup>.

### ***6.2.2.- DISCUSIÓN SOBRE LAS VARIABLES CLÍNICAS Y DE FUNCIÓN ARTICULAR***

Cuando comparamos los resultados obtenidos de cada una de las variables clínicas en pacientes protetizados con los referidos por diferentes autores observamos que:

### ***DOLOR***

En nuestra serie, es evidente la desaparición del dolor a nivel de la rodilla en la mayoría de los pacientes tratados al año de la intervención (78,6% de los casos), si bien, un 21,4% de los pacientes referían un dolor discreto de predominio femoropatelar. Estos hallazgos clínicos son similares a otros publicados<sup>128</sup>. Todos los pacientes realizaban una actividad física habitual normal y no se observó relación estadística entre el hecho de padecer alguna molestia dolorosa residual y la actividad física realizada (perímetro de marcha; escaleras). Según se desprende del estudio de la historia clínica, el dolor fue el motivo principal de consulta hospitalario previo al diagnóstico de su patología tumoral. R.Cortés-Rodríguez y colaboradores<sup>118</sup>, en una serie de prótesis tumorales de rodilla en niños describen la desaparición del dolor en el 100% de los pacientes a los seis meses de la intervención.

La variable clínica Dolor, ha sido estadísticamente contrastada con las otras variables del estudio, siendo los resultados obtenidos discutidos en apartados posteriores de este trabajo.

### ***USO DE BASTONES***

El 92,9% de los pacientes estudiados en nuestra serie no precisaron de bastones para la marcha. Podemos asegurar con esta serie, que la mayoría de pacientes jóvenes intervenidos con una artroplastia de rodilla tumoral no precisan el uso de bastones para la marcha al año de la intervención. Solamente un paciente (7,1%) con un déficit de extensión residual permanente en el balance articular de su rodilla precisó de una muleta como sistema de ayuda a la marcha. Se estudió la posible relación entre el uso de bastones para la marcha y el nivel de dolor, no hallando una relación estadísticamente significativa ( $p > 0,05$ ). El único

paciente que utilizaba muletas para la deambulaci3n al a1o de la intervenci3n no refería dolor y presentaba una distancia de marcha entre 500 y 1500 metros.

Coincidimos en nuestros resultados con Rodolfo Capanna<sup>129</sup>, quien publica en 2011 una serie de 14 casos de artroplastias tumorales de rodilla, refiriendo que 9 de los 10 pacientes supervivientes no precisaron de ayudas para la marcha mientras que uno utilizaba una muleta.

### ***SUBIR ESCALERAS***

El 92,9% de los pacientes de nuestro estudio refería poder subir con normalidad las escaleras sin requerir ayuda externa. Solo un paciente (7,1%) refería tener que subir escal3n a escal3n. Este 3ltimo paciente era el mismo que utilizaba una muleta para sus desplazamientos seg3n lo referido. El estudio estadístico no mostro una relaci3n estadísticamente significativa al estudiar la relaci3n entre dolor y subir escaleras. No hemos podido hallar en la revisi3n bibliográfica realizada series de datos objetivos con los que comparar nuestros resultados en pacientes de corta edad. Podemos considerar con nuestra serie que el 90% de los pacientes intervenido no presentarán problemas relevantes para subir escaleras al a1o de la artroplastia.

### ***MARCHA***

A priori, podemos pensar, que los datos obtenidos en 3ste apartado pueden estar influenciado por varios factores como el d3ficit de movilidad articular residual, el dolor o la necesidad de sistemas externos de ayuda para sus desplazamientos (muletas, sillas de ruedas).

En nuestra serie, los pacientes presentan en un 92,9% de los casos una marcha superior a 1500m refiriendo al ser entrevistados realizar

actividades físicas propias de su edad. Un paciente (7,1%) refería desplazamientos entre 500 y 1500 metros, limitando su marcha una limitación articular residual. En la mayoría de los casos, la limitación de la actividad física en pacientes jóvenes portadores de prótesis articulares, viene dada por parte del cirujano con el objetivo de reducir el riesgo de complicaciones postquirúrgicas como el aflojamiento protésico, la rotura de material o la aparición de fracturas periprotésicas descritas por algunos autores<sup>101,103,127,130,131</sup>.

La relación entre distancia de marcha y dolor no mostró resultados estadísticamente significativos ( $p>0,05$ ). Los 3 pacientes que referían dolor no presentaban limitación en la distancia de marcha mientras que el único paciente presentaba una marcha limitada entre 500 y 1500m no referían dolor.

### ***BALANCE ARTICULAR***

Hemos dividido el estudio de la movilidad articular de rodilla postoperatoria en dos grupos, analizando el grado de flexión articular por un lado y el grado de extensión por el otro.

#### ***Flexión de rodilla:***

Los resultados obtenidos por los dos tipos de artroplastias sobre la flexión final conseguida por los pacientes, avalan nuestros resultados.

Ningún paciente presentaba un arco de movilidad en flexión de la rodilla protésica inferior a 80°. El arco de flexión de la rodilla, se situaba en más de 100° en 12 casos (85,7%) y entre 80 y 100° en dos casos (14,3%).

#### ***Extensión de rodilla:***

Del total de 14 pacientes estudiados, la extensión de la rodilla era completa (0°) en 13 de los pacientes (92,9%). Existía un déficit de extensión en 1 caso (7,1%), hallándose su valoración clínica en el grupo de déficit de extensión situado entre -11° y -20° de extensión.

Masa y colaboradores<sup>128</sup>, describen una serie de 21 prótesis tumorales de rodilla en pacientes pediátricos observando un déficit de extensión situado ente  $-30^\circ$  y  $-5^\circ$  en 3 de los casos, atribuidos al abandono del proceso de rehabilitación. Del mismo modo, en nuestro caso podemos considerar la dificultad en el proceso de rehabilitación postoperatoria como un factor determinante en la obtención de malos resultados funcionales.

Se ha estudiado estadísticamente la relación entre flexión de rodilla y dolor por una parte y extensión de rodilla y dolor por otra no hallando una relación estadísticamente significativa ( $p>0,05$ ) en ninguno de los casos. El hecho de presentar una limitación del balance articular no se relacionaba en nuestra serie con el hecho de padecer algún tipo de dolor.

### ***RECIDIVA TUMORAL LOCAL***

Ninguno de los pacientes estudiados en esta serie presentó una recidiva tumoral local en la extremidad intervenida al igual que en la serie publicada por A.Kawai<sup>131</sup>. Estos datos difieren de los referidos por autores como Amit Dotan y colaboradores<sup>127</sup> que describen una recidiva local en tres pacientes tratada con la amputación del miembro. A pesar de los avances del tratamiento quimioterápico y radioterápico de los sarcomas de extremidades, debemos recordar que una depurada selección de los pacientes, una biopsia bien planificada y ejecutada, una cuidadosa técnica quirúrgica con unos márgenes de resección tumoral libres de enfermedad y un estricto control postoperatorio son de gran importancia para prevenir la aparición de complicaciones y la recidiva tumoral local<sup>132</sup>. Desde los trabajos de publicados en 1986 por por Simon y colaboradores<sup>133,134</sup>, se han incrementado progresivamente las cirugías conservadoras de miembros en patología tumoral, consolidándose la idea de que la cirugía de salvamento de miembros realizada con criterios de seguridad, no incide negativamente en el pronóstico de vida de los pacientes con tumores óseos de extremidades<sup>135</sup>.



Nuestros resultados avalan la posibilidad de realizar cirugía de salvamento de extremidad con prótesis articulares en pacientes de corta edad.

### ***VALORACIÓN SUBJETIVA***

En todas las artroplastias realizadas la valoración subjetiva fue positiva tanto por parte de los pacientes jóvenes intervenidos como de sus progenitores según lo referenciado en el apartado de resultados, no existiendo en ningún caso un resultado insatisfactorio. Los casos valorados como satisfactorios o muy satisfactorios fueron del 92,9% en los pacientes y de 85,7% en sus padres respectivamente. En nuestra opinión, la desaparición de la sintomatología preoperatoria, la gravedad de su patología de base y la posibilidad de realizar un salvamento de la extremidad en contraposición a la amputación, conservando una morfología y aspecto estético normal del miembro intervenido favorecen esta visión positiva del resultado subjetivo postoperatorio. Eric R.Henderson y colaboradores<sup>136</sup> publican en el año 2010 los resultados obtenidos en un estudio sobre la aceptación emocional del salvamento de extremidad con prótesis tumorales expansibles. Estos autores concluyen, que los niños tratados con prótesis expansibles presentaban un alto grado de satisfacción emocional, una excelente percepción de su imagen corporal y una buena interacción social sin dificultad para realizar nuevos amigos.

Con el objetivo de prevenir posibles complicaciones como fracturas periprotésicas, roturas de material o aflojamientos protésicos, y aumentar la supervivencia del implante, el cirujano impone habitualmente a estos pacientes limitaciones en algunas actividades físicas y deportivas propias de su edad como por ejemplo saltar, correr, o practicar deportes de contacto. Esta limitación funcional postoperatoria podría considerarse a nuestro parecer como un factor

limitante para obtener unos resultados 100% satisfactorios en la valoración subjetiva.

### **6.2.3.- DISCUSIÓN SOBRE LAS VARIABLES DE ESTUDIO POR IMAGEN.**

#### ***TOMOGRAFÍA COMPUTERIZADA***

Para el estudio de este apartado, se ha realizado un trabajo muy cuidadoso en la medición de las diferentes variables de valoración de las pruebas de imagen.

En este trabajo se ha estudiado la situación en el canal medular de la punta del vástago protésico a nivel femoral y tibial tanto en el plano coronal como sagital. Dicho estudio se ha realizado mediante tomografía computerizada que según nuestra opinión permite una medición más ajustada y precisa que las realizadas mediante estudios radiológicos convencionales. Si bien autores como Sanchez Gimeno i cols<sup>137</sup> han realizado algunos estudios similares en prótesis con vástagos largos, realizando sus mediciones sobre radiografías simples de artroplastias, podemos considerar que las mediciones realizadas sobre radiografías simples de la extremidad pueden fácilmente presentar errores debidos a proyecciones radiológicas imprecisas que alterarían las mediciones realizadas<sup>138</sup>. Consideramos que la utilización de tomografía computerizada elimina la problemática originada por la proyección radiológica al poder observar el canal medular en su circunferencia completa, reduciendo al mismo tiempo los márgenes de error intraobservador e interobservador que frecuentemente originan sesgos en los estudios radiológicos. Aunque existen algunos estudios publicados sobre la alineación de los componentes de prótesis modulares de rodilla realizados con TC<sup>139</sup>, no hemos hallado en la búsqueda bibliográfica realizada, mediciones similares a las empleadas en nuestro trabajo para

el estudio de vástagos protésicos de rodilla utilizando la TC. La utilización de tomografía computerizada reduciría considerablemente el error de medición secundario a defecto técnico y aumentaría la precisión en los cálculos. En nuestra serie de pacientes, y tras un estudio exhaustivo solamente hemos considerado como válidos a 10 casos de tomografía computerizada a nivel femoral y 11 a nivel tibial. Los demás casos fueron desestimados por motivos técnicos (incorrecta visualización de la punta del vástago o medición por tomografía no válida).

En 100% de los casos, el extremo de los vástagos protésicos se situó en la mitad anterior del canal femoral, contactando en algún punto con la cortical anterior femoral en un 42,9 % de los casos.

En conjunto, a nivel femoral, los vástagos protésicos, mostraron una tendencia a situar su extremo en la mitad anterior y medial del canal femoral. Debemos recordar, que según los resultados obtenidos en nuestro estudio con elementos finitos, la inclinación anterior del vástago protésico aumenta el nivel de stress en el conjunto. Analizando cuidadosamente este hecho, podemos explicar estos hallazgos por la curvatura de convexidad anterior y el valgo fisiológicos del fémur humano, asociados al tamaño femoral y al nivel de resección ósea realizados. Estos hallazgos podrían ser comparables a los efectos descritos en el caso de la introducción de un clavo de osteosíntesis endomedular en el canal femoral<sup>140</sup>.

A nivel tibial, a diferencia de los hallazgos anteriores, la tendencia de los vástagos protésicos en nuestro estudio, fue a situarse en una posición centrada en el canal medular.

### ***GAMMAGRAFÍA ÓSEA***

La gammagrafía ósea ha sido utilizada como método para el estudio de los implantes protésicos, reflejando los cambios anormales que se

producen en el tejido óseo. Si bien los resultados podrían alterarse tras la cirugía, estos se normalizan entre los 6 y los 12 meses<sup>141</sup>.

En los pacientes estudiados, no se observaron alteraciones valorables en 9 casos (64,3%) de las gammagrafías óseas de control postoperatorio. Contrariamente a lo imaginable por la localización de los vástagos a nivel femoral y tibial.

Para la obtención de estos datos, se definieron 4 grupos de resultados posibles en los estudios de gammagrafía ósea realizados. 1, dónde no se observan alteraciones relevantes a nivel gammagráfico. 2, dónde se observan signos de movilidad o “stress” a nivel del vástago femoral. 3, dónde se observan signos de movilidad o “stress” a nivel del vástago tibial y 4, donde se observan otras alteraciones en la captación gammagráfica.

En los pacientes estudiados, no se observaron alteraciones valorables en 9 casos (64,3%) de las gammagrafías óseas de control postoperatorio. En 2 de los casos (14,3%) se observaron signos de stress o movilidad en la punta de vástago tibial no observando alteraciones en ningún caso a nivel femoral donde la punta de la prótesis se situaba próxima a la cortical ósea anterior. Si se observaron sin embargo en 3 casos (21,4%) otras alteraciones, correspondientes a signos de regeneración ósea crónica en fémur y tibia en un caso y a sobrecarga femoropatelar en 2 casos. De forma similar, J.Gómez<sup>142</sup> estudia las artroplastias de rodilla mediante la utilización de radioisótopos, agrupando los resultados en tres grupos: 1, donde no se observa captación; 2, donde existe captación a nivel femoral y tibial y; 3, donde hay captación en ambas.

Los resultados obtenidos en nuestros estudios con radioisótopos fueron estadísticamente cruzados con las diferentes variables clínicas obtenidas. La relación entre gammagrafía y dolor fue el único resultado que mostró una relación estadísticamente significativa. Atribuimos estos hallazgos al limitado número de casos de nuestra serie.



## **VII.- CONCLUSIONES**



### 7.- CONCLUSIONES

1.- Se ha obtenido un modelo informático de prótesis total de rodilla dotada de constrictión, de vástagos endomedulares largos y ha sido estudiado mediante un sistema de análisis por elementos finitos.

2.- Del conjunto de materiales que componen la articulación protésica, aquellos que son más rígidos (materiales metálicos) soportan una mayor tensión, mientras que los más elásticos (materiales plásticos) presentan una mayor variación de deformaciones que alivian los esfuerzos recibidos.

3.- La parte crítica de la estructura hueso-prótesis es la sección en la que finaliza el vástago de la prótesis, ya que en ella se produce una fuerte variación en la rigidez, lo que conlleva un mayor nivel de tensiones.

4.- Las magnitudes máximas de las deformaciones que se producen en todas las piezas, independientemente que se encuentre la prótesis centrada o no, son similares, aunque sus distribuciones varían.

5.- En los materiales plásticos y en el fémur, no se aprecia una variación importante de tensiones por la diferente posición de la prótesis. Sin embargo, en la parte metálica de la prótesis descentrada sí que existen aumentos considerables de tensión.

6.- Las tensiones en el conjunto aumentan con el grado de flexión tanto si los vástagos protésicos están centrados como si no lo están.



7.- Los parámetros clínicos de dolor, arco de movilidad de la rodilla, marcha, utilización de escaleras y grado de satisfacción han presentado unos buenos resultados en la mayoría de los casos de artroplastias tumorales de rodilla en pacientes menores de dieciocho años al año de la intervención quirúrgica.

## **VIII.- BIBLIOGRAFÍA**



**8.-BIBLIOGRAFÍA**

1. Viladot, R, Cohí, O, Clavell, S. Ortesis y prótesis del aparato locomotor 2.2. Extremidad inferior. Barcelona: Masson SA; 1989.
2. Guyton, J.L. Artroplastia de rodilla y tobillo. In: Terry Canale, S (ed) CAMPBELL Cirugía Ortopédica. Madrid: Hartcourt-Brace; 1998. p. 233-296.
3. Olivierer, H., Guire, C. Traitement chirurgical des gonarthroses. Encycl. Méd. Chir.(Elsevier, Paris-France). Appareil locomoteur, 14-326-A-10, 1994, 10p.
4. Walldius, B. Arthroplasty of the knee using an endoprosthesis 8 years experience. Acta Orthop Scand. 1960;30: 137-48.
5. Shiers, L.G.P. Arthroplasty of the knee Preliminary report of a new method. J Bone Joint Surg Br. 1954;36: 553-560.
6. Aubriot JH, Deburge A, Kenesi C, Schramm P. La prothèse GUEPAR. Acta Orthop Belg 1973;39:257-79.
7. AubriotJH, DeburgeA, GenetJP. GUEPAR hinge knee prosthesis. Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot 1981;67(3):337-45.
8. Mascard, E, Anract, P, Touchene, A, Pouillart, P, Tomeno, B. Complications des prothèses à charnière GUEPAR après résection du genou pour tumeur: A propos de 102 cas. Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot. 1998; 84, (7): 628-637.

9. Bonnel, F. ¿Existiría la prótesis total de rodilla ideal?. In: Viladot, R (ed.) Prótesis de cadera y rodilla. Barcelona: Masson SA; 1991. p. 167-174.
10. Freeman, M.A, swanson, S.A, Todd, R.C. Total replacement of the knee using the Freeman-Swanson knee prosthesis. Clin Orthop Relat Res. 1973;(94): 153-70.
11. Scott, R.D. Duopatellar total knee replacement: the Brigham experience Scott RD. Orthop Clin North Am. 1982;13(1): 89-102.
12. Insall, J.N, Iachiewicz, P.H, burstein, A.H. The posterior stabilized condylar prosthesis: a modification of the total condylar design. Two to four-year clinical experience. J Bone Joint Surg Am. 1982;64(9): 1317-23.
13. Phillips, .N.J, Clarke, .A.M, Stockley, .I, elson, .R.A. The st georg rotating total knee arthroplasty::a historical review. The Knee. 1999;6(0): 269–276.
14. Parvizi, J, Lajam, C.M, Trousdale, R.T, Shaughnessy, W.J, Cabanela, M.E. young patients with juvenile rheumatoid arthritis. J Bone Joint Surg Am. 2003;85(6): 1090-4.
15. Baumgart, R, Hinterwimmer, S, Krammer, M, Muensterer, O, Mutschler w, W. The bioexpandable prosthesis: a new perspective after resection of malignant bone tumors in children. J Pediatr Hematol Oncol. 2005;27(8): 452-5.
16. Peter, G, Carnesale, M.D. Surgery for bone and soft-tissue tumors. J Bone Joint Surg Am. 1998;80(10): 1564-1564 .
17. Mavrogenis, A.F, Papagelopoulos, P.J. Expandable prostheses for the leg in children. Orthopedics. 2012;35(3): 173-5.
18. Dasmin, J.P., Djenadi, K., Josset, Pl., Wioland, M. Cartilage de croissance en orthopédie. Encycl. Méd. Chir.

- (Elsevier, Paris-France). Appareil locomoteur, 14-009-A-10, 1996, 40p.
19. Anderson, M, Green, W.T, Messner, M.B. Growth and predictions of growth in the lower extremities. *J Bone Joint Surg Am.* 1963;45: 1-14.
  20. Anderson, M., Messner, M.B., Green, W.T. Distribution of lengths of the normal femur and tibia in children from one to eighteen years of age. *J Bone Joint Surg Am .* 1964;46: 1197-202.
  21. Filipe, G., Dasmin, J.P., Carlizoz, H. Inégalités de la longueur des membres. *Encycl. Méd. Chir.* (Elsevier, Paris-France). Appareil locomoteur, 15-394-A-10, 1995, 12p.
  22. Lewis, M.M. The use of an expandable and adjustable prosthesis in the treatment of childhood malignant bone tumors of the extremity. *Cancer.* 1986;57(3): 499-502.
  23. Kotz, R., Schiller, C., Windhager, R., & Ritschl, P. (1991). Endoprostheses in Children—First Results. In *Limb Salvage* (pp. 591-599). Springer Berlin Heidelberg.
  24. Schiller, C, windhager, .R, Fellingner, E. .J, Salzerkuntschik, M, Kaider, .A, Kotz, R. Extendable tumour endoprostheses for the leg in children. *J Bone Joint Surg Br.* 1995;77(4): 608-614.
  25. Lamelas, A, Francisco, F, Suarez, L. Tratamiento quirúrgico de los tumores óseos en pediatría. *Rev Hosp Niños BAires.* 2011; 53( 241): 84-93.
  26. Neel, M.D.1., Wilkins, R.M, Rao, B.N, Kelly, C.M. Early multicenter experience with a noninvasive expandable prosthesis. *Clin Orthop Relat Res.* 2003;(415): 72-81.
  27. Saghieh, .S, abboud, M.R, Muwakkit, S.A, Saab, .R, Rao, B., Haidar, R. Seven-year experience of using Repiphysis expandable prosthesis in children with bone tumors. *Pediatr Blood Cancer.* 2010;55(3): 457-63.

28. Beebe, K, Benevenia, J, Kaushal, N, Uglialoro, A, Patel, N., Patterson, F. Evaluation of a noninvasive expandable prosthesis in musculoskeletal oncology patients for the upper and lower limb. *Orthopedics*. 2010;33(6): 396.
29. Wilkins, R.M, Soubeiran, A. The Phenix expandable prosthesis: early American experience. *Clin Orthop Relat Res*. 2001;(382): 51-8.
30. soubeiran, A, Gebhart, M, Miladi, L, griffet, J, Neel, M. The Phenix M System, a fully implanted non-invasive lengthening device externally controllable through the skin with a palm size permanent magnet Applications in limb salvage. ISOLS Germany. 2007.
31. Schindler, O.S, Cannon, S.R, briggs, T.W, Blunn, G.W. Stanmore custom-made extendible distal femoral replacements Clinical experience in children with primary malignant bone tumours. *J Bone Joint Surg Br*. 1997;79(6): 927-37.
32. Cool, W.P, Carter, .S.R, Grimer, R.J, Tillman, R.M, Walker, P.S. Growth after extendible endoprosthetic replacement of the distal femur. *J Bone Joint Surg Br*. 1997;6(79): 938-42.
33. Gschwend, N, Loehr, J. The Gschwend-Scheier-Bähler (GSB) replacement of the rheumatoid knee joint. *Reconstr Surg Traumatol*. 1981;18(0): 174-94.
34. Sheehan, J.M. Arthroplasty of the knee. *J Bone Joint Surg Br*. 1978;60(3): 333-8.
35. Attenborough, C.G. The Attenborough total knee replacement. *J Bone Joint Surg Br*. 1978;60(3): 320-6.
36. Kaufer, H, Matthews, L.S. Spherocentric arthroplasty of the knee Clinical experience with an average four-year follow-up. *J Bone Joint Surg Am*. 1981;63(4): 545-59.

37. Insall, J, Tria, A.J, Scott, W.N. The total condylar knee prosthesis: the first 5 years. Clin Orthop Relat Res. 1979;(145): 68-77.
38. Marmor, L. The Modular (Marmor) knee: case report with a minimum follow-up of 2 years. Clin Orthop Relat Res. 1976;(120): 86-94.
39. Aubriot, J.H, deburge, A, Le bach, T, Mazas, F, witvoët, .J. Prothèse unicompartimentale du genou Lotus. Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot. 1988;74: 180-3.
40. Lonner, J.H, Hershman, S, Mont, M, Lotke, P.A. Total knee arthroplasty in patients 40 years of age and younger with osteoarthritis. Clin Orthop Relat Res. 2000;(380): 85-90.
41. Proubasta, I, Gil Mur, J, Planell, J.A. Materiales implantables. Fundamentos de biomecánica y biomateriales. Madrid: Ediciones Ergon S.A.; 1997. p. 291-332.
42. Proubasta, I, Gil Mur, J, Planell, J.A. Tipos de implantes. Fundamentos de biomecánica y biomateriales. Madrid: Ediciones Ergon SA; 1997. p. 333-350.
43. Ledoux, P, Lamblin, D, Targowski, .R. Modifications to the mechanical behavior of the wrist after fracture of the scaphoid Modeling by finite element analysis. Acta Orthopaedica Belgica. 2001;67: 3.
44. Devocht, J.W, Goel, V.K, Zeitler, D.L, Lew, L.E.W. Experimental Validation of a finite Element model of the temporomandibular joint . J Oral Maxillofac Surg. 2001;59: 775-778.
45. Rellán, J, Guerero, M.A, vigil, F.J, Alvarez, B, Maestro, A, Fernández, J, Paz, A.,Rodríguez L., García, P., Fernández M.I. Simulación del comportamiento mecánico de la fijación del fascículo posterolateral con tornillo biocompatible en



- reparaciones de ligamento cruzado anterior. *Trauma Fund MAPFRE*. 2012;23(2): 77-83.
46. Seral, B, García, J.M, Doblaré, M, Seral, F. Remodelación ósea en artroplastia total de cadera Estudio con elementos finitos de la influencia del diseño. *Rev Esp Cir Osteoartic*. 2002;37(0): 51-60.
47. Maestro, A, Fernández, .J, Paz, A, Rodríguez, L, garcía, P. Simulación numérica del comportamiento mecánico de la reparación del ligamento cruzado anterior monofascicular y bifascicular con único túnel tibial. *Trauma Fund MAPFRE*. 2010;21(2): 97-101.
48. Sim, E, Freimüller, W, Reiter, T.J. Finite element analysis of the stress distributions in the proximal end of the femur after stabilization of a pertrochanteric model fracture: a comparison of two implants. *Injury*. 1995;26(7): 445-9.
49. Sanchez, M, Albareda, J, Cardona, J.M, Fuentelsalz, .J, Fernández, .J.J, Seral, F. Biomechanical study of the Grosse-Kempf femoral nail. *International Orthopedics (SICOT)*. 1997;21(0): 115-118.
50. Gayet, L.E, Bellicaud, D, Bertheau, D, Charbonneau, A, Hamcha, H., Pries, P., Texereau, J. Étude biomécanique et modélisation numérique de la résistance à la traction des implants thoraciques postérieurs. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot*. 2001;87: 459-468.
51. Seral B, Garcia JM, Cegoñino J, Doblaré M, Seral F. Finite element study of intramedullary osteosynthesis in the treatment of trochanteric fractures of the hip: Gamma and PFN. *Injury*. 2004 ;35(2):130-5.
52. Lewis J.L, Askew, M.J, Jaycox, D.P. A comparative evaluation of tibial component designs of total knee prostheses. *J Bone Joint Surg Am*. 1982;64A:129-35.

53. Little, R.B, Wever, H.W, Siu, D, Cooke, T.D. A three-dimensional finite element analysis of the upper tibia. *J Biomech Eng.* 1986;108:111-9.
54. Rakotomanana RL, Leyvraz PF, Curnier A, Heegaard JH, Rubin PJ. A finite element model for evaluation of tibial prosthesis-bone interface in total knee replacement. *J Biomech.* 1992;25:1413-24.
55. Bartel DL, Rawlinson JJ, Burstein AH, Ranawat CS, Flynn WF. Stresses in polyethylene components of contemporary total knee replacements. *Clin Orthop.* 1995;317:76-82.
56. Elbert K, Bartel D, Wright T. The effect of conformity on stresses in dome-shaped polyethylene patellar components. *Clin Orthop.* 1995;317:71-5.
57. Taylor M, Tanner KE, Freeman MA. Finite element analysis of the implanted proximal tibia: a relationship between the initial cancellous bone stresses and implant migration. *J Biomech.* 1998; 31(4): 303-310.
58. Perillo-Marcone, A., Barret, DS., Taylos, M. The importance of tibial alignment: finite element analysis of tibial malalignment. *J Arthroplasty.* 2000; 15(8):1020-1027.
59. Otto, JK., Callaghan, JJ., Brown, TD. Mobility and contact mechanics of a rotating platform total knee replacement. *Clinical Orthopaedics and related research.* 2001; (392): 24-37.
60. Seral, B, Cegoñino, J, García, J.M, Doblaré, M, Seral, F. Simulación en 3D con elementos finitos de un modelo de prótesis de rodilla. *Rev Esp Cir Ortop Traumatol.* 2003;47(1): 64-72.
61. Halloran, J.P, Petrella, .A. .J, Rullkoetter, .P.J. Explicit finite element modeling of total knee replacement mechanic. *Journal of Biomechanics.* 2005;38: 323-331.

62. Hopkins, A.R, New, M, Rodriguez-y-baena, F, Taylor, M. Finite element analysis of unicompartmental knee arthroplasty. *Medical Engineering & Physics*. 2010;32: 14-21.
63. Favre, P., Kloen, P., Helfet, DL., Wener, CM. Superior versus anteroinferior plating of the clavicle: a finite element study. *J Orthop Trauma*. 2011;25(11):661-5.
64. Zambrano, L.A, Müller-karger, C. Estudio del efecto de placas de fijación en fracturas de tibia proximal utilizando el método de elementos finitos. *Boletín Técnico IMME* . 2008;46(3): 43-60.
65. Estrada, C.R.A, Ramos, Y.M, Bosch, J.A. Estudio biomecánico hueso-implante DHS y fijador externo en la consolidación de la fractura de cadera. *Rev Cubana Ortop Traumatol*. 2014;28(1): 14-25.
66. Martinez, G, Gonzalez, C. , Cerrolaza, M. El análisis y diseño de fijadores externos con transportación ósea. *IMME [online]*. 2002;40(2): 21-57.
67. Seral, B, García, M, CegoÑino, J, Doblare, M, Seral, F. Estudio biomecánico de la osteosíntesis intramedular en el tratamiento de las fracturas trocantéreas de cadera: Gamma y PFN. *Rev Ortop Traumatol*. 2001;5: 423-429.
68. Sánchez, M, Cardona, J.M, Albareda, J, Fuentelsalz, J, Fernández, J.J.,Seral, F. Influencia de la marcha en la biomecánica del clavo de Grosse-Kempf. *Rev Esp Cir Osteoart*. 1997;32: 109-114.
69. Contreras, G, Falcón, O, Martínez, M, Cerrolaza, M. Diseño y análisis por el método de los elementos finitos de un implante intramedular bloqueado para huesos metacarpianos. *Memorias II Congreso Latinoamericano de Ingeniería Biomédica Sociedad Cubana de Bioingeniería La Habana*. 2001;5.

70. Rodríguez-merchán, E.C, García-tovar, O.I. La prótesis total de rodilla inestable. Rev Esp Cir Ortop Traumatol. 2009;53(2):113-119.
71. Heegaard, J, Leyvraz, P.F, Curnier, A, Rakotomanana, L, Huiskes, R. The biomechanics of the human patella during passive knee flexion. J Biomech. 1995;28(11): 1265-79.
72. Askeland, D.R. Ensayos y propiedades mecánicas. In: International Thomson Editores Spain (ed.) Ciencia e Ingeniería de los materiales. : Paraninfo, SA; 2001. p. 137-176.
73. Anderson, M, Green, WT, Messner, MB. Growth and prediction of growth in the lower extremities. J Bone Joint Surg. 1963;45: 1-14
74. Anderson, M Messner, MB, Green, WT. Distribution of length of the normal femur and tibia in children from one to eighteen years of age. J Bone Joint Surg. 1964;46A: 1197-1202.
75. kager, L, zoubek, A, Kastner, U, Kempf-bielack, B, potratz, J, Kotz, R, Exner, GU. Skip Metastases in Osteosarcoma: Experience of the Cooperative Osteosarcoma Study Group. J Clin Oncol. 2006;24(0): J Clin Oncol 24:1535-1541.
76. Muscolo, D.L, farfalli, G.L, Aponte tinao, L, Ayerza, M.A. Actualización en osteosarcoma. Rev Asoc Argent Ortop Traumatol. 1974; 85-101.
77. Malinin, T.I, Couceiro, J, Mnaymneh, W, Hornicek, F.J. Cirugía de preservación de la extremidad en cirugía ortopédica oncológica. Rev Esp Cir Ortop Traumatol. 1998;42(4): 324-329.
78. Gosheger, G, Hillmann, A, Lindner, N, Rödl, R, Hoffmann, C. Soft Tissue Reconstruction of Megaprotheses Using a Trevira Tube. Clin Orthop Relat Res. 2001;0(393): 264-271.

79. Papp, A, Kettunen, J, Miettinen, H. Pedicled gastrocnemius flap in complicated total knee arthroplasty. *Scandinavian Journal of Surgery* . 2003;92: 156–159.
80. Gerwin, M, rothaus, K.O, windsor, R.E, Brause, B.D, Insall, J.N. Gastrocnemius muscle flap coverage of exposed or infected knee prostheses. *Clin Orthop Relat Res*. 1993;0(286): 64-70.
81. Rodríguez yunta, E. Ética de la investigación en modelos animales de enfermedades humanas. *Acta Bioethica*. 2007;13(1): 25-40.
82. Osorio, R, Martínez, A.C. Aspectos bioéticos de la experimentación con animales y humanos en psicología. *Cuadernos hispanoamericanos de psicología*. 2001;1(2): 7-22.
83. Valk, JVD, Dewhurst, D, Hughes, I., Atkinson, J, Braun, H. Alternatives to the Use of Animals in Higher Education. The Report and Recommendations of ECVAM. 1998;May: 39-52.
84. Lin, K.J, Wei, H.W, Lin, K.P, Tsai, C.L, Lee, P.Y. Proximal Femoral Morphology and the Relevance to Design of Anatomically Precontoured Plates: A Study of the Chinese Population. *The Scientific World Journal*. 2014: 1-6.
85. Pellico, L.G, Torres, R. .R. Biometría femoral: Curva diafisaria y longitud anatómica. Estudio de las correlaciones. *Biomecánica*. 1995;3(5): 107-111.
86. Nassiri, M, Macdonald, B, O'byrne, J. M. Locking compression plate breakage and fracture non-union: a finite element study of three patient-specific cases. *Eur J Orthop Surg Traumatol*. 2012;22(4):275-281.
87. Kaman, M.O, Celik, N, Karakuzu, S. Numerical Stress Analysis of the Plates Used to Treat the Tibia Bone Fracture. *Journal of Applied Mathematics and Physics*. 2014;(May): 304-309.

88. Hopkins, A.R, New, A.M, Rodriguez-y-baena, F, Taylor, M. Finite element analysis of unicompartmental knee arthroplasty. *Med Eng Phys.* 2010;32(1): 14-21.
89. Djoudi, F. 3D reconstruction of bony elements of the knee joint and finite element analysis of total knee prosthesis obtained from the reconstructed model. *J Orthop.* 2013;10(4): 155-61.
90. Kazemi, M, Dabiri, Y, Li, L. .P. Recent Advances in Computational Mechanics of the Human Knee Joint. *Computational and Mathematics Methods in Medicine.* 2013.
91. Liau, J.J, Cheng, C.K, Huang, C.H, Lo, W.H. The effect of malalignment on stresses in polyethylene component of total knee prostheses-a finite element analysis. *Clinical Biomechanics.* 2002;17(2): 140-146.
92. Maas, A, Kim, T. .K, Miehke, R. .K, Hagen, T.H.O.M.A.S, Grupp, T. .M. Differences in anatomy and kinematics in Asian and Caucasian TKA patients: influence on implant positioning and subsequent loading conditions in mobile bearing knees. *Biomed Res Int.* 2014.
93. Anuar, M, Mitsugu, T, Ryuji, N, Shunji, H. Dynamic finite element analysis of mobile bearing type knee prosthesis under deep flexional motion. *Scientific World Journal.* 2014.
94. Dujardin, F., Weber J. Anatomie et physiologie de la marche, des positions assise et debout. *Encycl. Méd. Chir.* (Elsevier, Paris-France). Appareil locomoteur, 14-2010-A-10, 1998, 16p.
95. Orán, J. Estudio comparativo clínico, radiológico, cinemático y cinético de la marcha, en pacientes portadores de artroplastia total de rodilla modular y semiconstreñida. Tesis Doctoral: Departamento de Cirugía, Facultat de Medicina, Universidad de Lleida; 1998.

96. Castro, L, Brausendorff, .F. .C. Diseño y Modelado Virtual del Mecanismo Policéntrico de una Prótesis de Rodilla. Revista Tecnológica ESPOL – RTE. 2012;25(2).
97. Au, A.G., Raso, V. J, amirfazli, A. . Contribution of loading conditions and material properties to stress shielding near the tibial component of total knee replacements. Journal of biomechanics. 2007; Journal of biomechanics, 40(6), 1410-1416(6): 1410-1416.
98. Ounpuu, S. The biomechanics of walking and running. Clinics in Sports Medicine. 1994;Clinics in Sports Medicine(4): 843-863.
99. Nelson, C.L, Gioe, T.J, cheng, E.Y, Thompson, R.C. .J.R. Implant selection in revision total knee arthroplasty. J Bone Joint Surg Am . 2003;85(0): 43-51.
100. Schwartz, A.J, Kabo, J.M, Eilber, F.C, Eilber, F.R, Eckardt, J.J. Cemented distal femoral endoprostheses for musculoskeletal tumor: improved survival of modular versus custom implants. Clin Orthop Relat Res. 2010;468(8): 2198-210
101. Agarwal M, Gulia A, Ravi B, Ghyar R, Puri A. Revision of broken knee megaprotheses: new solution to old problems. Clin Orthop Relat Res. 2010;468(11): 2904-13.
102. Gebhart, M, shumelinsky, F. Management of periprosthetic fractures in patients treated with a megaprosthesis for malignant bone tumours around the knee. Acta Orthop Belg. 2012;78(4): 558-563.
103. Tyler, W.K, Healey, J.H, Morris, C.D, Boland, P.J, o'donnell, R.J. Management of periprosthetic fractures in patients treated with a megaprosthesis for malignant bone tumours around the knee. Clin Orthop Relat Res. 2009;467(11): 2800-6.
104. Osano, K, Nagamine, R, Todo, M, Kawasaki, M. The effect of malrotation of tibial component of total knee arthroplasty on

- tibial insert during high flexion using a finite element analysis. *Scientific World Journal*. 2014.
105. Wakenda, K, John, H, Carol, D, Patrick, J, Donnell, o. Richard, J. Compress Periprosthetic Fractures. *Clin Orthop Relat Res*. 2009;467:2800-2806.
106. Moreland, J.R. Mechanisms of failure in total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*. 1998;0(226): 49-64.
107. Afznan M, Anuar M, Todo M, Nagamine R, Hirokawa S. Dynamic finite element analysis of mobile bearing type knee prosthesis under deep flexional motion. *The Scientific World Journal*. 2014;
108. Hopkins AR, New AM, Rodriguez-y-Baena F, Taylor M. Finite element analysis of unicompartmental knee arthroplasty. 2010;32:14-21.
109. Ruggieri P., Mavrogenis, AP, Pala E, Romantini M, Manfrini M, Mercuri M. Outcome of expandable prosthesis in children. *J Pediatric Orthop*. 2013Apr-May;33(3): 244-53.
110. Beebe, K, Song, K.J, Ross, E, Tuy, B, Patterson, F, Benevenia, J. Functional Outcomes After Limb-Salvage Surgery and Endoprosthetic Reconstruction With an Expandable Prosthesis: A Report of 4 Cases. *Arch Phys Med Rehabil*. 2009;90(6): 1039-1047.
111. Majó, J, Cubedo, R, Pardo, N. Tratamiento del osteosarcoma Revisión. *Rev Esp Cir Ortop Traumatol*. 2010;54(5): 329-336.
112. Höll, S, Schlomberg, A, Gosheger, G, Dieckmann, R, Streitbuerger, A, Schulz, D, Harges, J. Distal femur and proximal tibia replacement with megaprosthesis in revision knee arthroplasty: a limb-saving procedure. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. 2012;20(12): 2513-2518.
113. Biau, D, Faure, F, Katsahian, S, Jeanrot, C, Bernard, B. Survival of Total Knee Replacement with a Megaprosthesis



- After Bone Tumor Resection. *J Bone Joint Surg Am.* 2006;88(6): 1285-1293.
114. Ramirez, M, Garces, G, Jimenez, J, Garcia, C. Colgajos de gemelo interno como cobertura de defectos cutáneos en el tercio proximal de la tibia. *Rev Esp Cir Osteoartic.* 1993;18(0): 301-305.
115. Kinkel, S, Lehner, B, Kleinhans, J.A, Jakubowitz, E, Ewerbeck, V, Heisel, C.. Medium to long-term results after reconstruction of bone defects at the knee with tumor endoprostheses. *Journal of surgical oncology.* 2010;101: 166-169.
116. Arkader, A, Viola, D.C, Morris, C.D, Boland, P.J, Healey, J.H. Coaxial extendible knee equalizes limb length in children with osteogenic sarcoma. *Clinical orthopaedics and related research.* 2007;459: 60-65.
117. Gupta, A, meswania, J, Pollock, R, Cannon, S.R, Briggs, T.W.R., Taylor, S, Blunn, G. Non-invasive distal femoral expandable endoprosthesis for limb-salvage surgery in paediatric tumours. *J Bone Joint Surg Br.* 2006;88(5): 649-654.
118. Cortés-rodríguez, R, Castañeda-pichardo, G, Tercero-quintanilla, G. Funcionalidad de la endoprótesis tumoral femoral y tibial no convencional para niños RC. *Arch Inv Mat Inf.* 2009;1(3): 110-117.
119. Yalınz, E, Et al. Functional results of patients treated with modular prosthetic replacement for bone tumors of the extremities. *Acta Orhop Traumatol Turc.* 2008;42(4): 238-245.
120. Harges, J, Henrichs , M.P, Gosheger, G, . Endoprosthetic replacement after extra-articular resection of bone and soft-tissue tumours around the knee. *Bone Joint J.* 2013;95: 1425–31.
121. Resnick, D. Tumores y lesiones pseudotumorales de los huesos: imágenes y anatomopatología de las lesiones específicas. In: Resnick (ed.) *Huesos y articulaciones en Imagen.* Madrid: Marbán Libros SL; 1998. p. 991-1063.

122. Cara, J.A, Lacleriga, A. Tumores óseos metafiso-diafisarios. Reconstrucción con aloinjertos intercalares. Rev Esp Cir Osteoartic. 1992;27: 133-140.
123. Mankin, H.J, Gebhardt, M.C, jennings, L.C, Springfield, D.S, Tomford, W.W. Long-term results of allograft replacement in the management of bone tumors. Clin Orthop Relat Res. 1996;324: 86-97.
124. Capanna, R, Campanacci, D.A, Campanacci, N, Beltrami, G, Manfrini, M, Ceruso, M.. A new reconstructive technique for intercalary defects of long bones: the association of massive allograft with vascularized fibular autograft Long-term results and comparison with alternative techniques. The Orthopedic clinics of North America. 2007;38(1): 51-60.
125. Innocenti, M, Abed, Y, Beltrami, G, Delcroix, L, Manfrini, M, Capanna, R. Biological reconstruction after resection of bone tumors of the proximal tibia using allograft shell and intramedullary free vascularized fibular graft: Long-term results . Microsurgery. 2009;29(5): 361-372.
126. Beebe, K, Benevenia, J, Kaushal, N, ugliodoro, A, patel, N, Patterson, F. Evaluation of a noninvasive expandable prosthesis in musculoskeletal oncology patients for the upper and lower limb. Orthopedics. 2010;33(6): 396.
127. Dotan, A, Dadia, S, Bickels, J, Nirkin, A, Flusser, G, Issakow, J, Neumann, Y, Cohen I, Ben-Arush, M, Kollender, Y, Meller, I. Expandable endoprosthesis for limb-sparing surgery in children: long-term results. J Child Orthop . 2010;4(5): 391-400.
128. Massa, J.L, Buceta, S, Inocenti, S, Chantada, G. Cirugía conservadora con reemplazos endoprotésicos en los tumores óseos de los niños. Rev de Cir Infantil. 1994;4(0): 179-184.
129. Capanna, R, Scoccianti, G, Campanacci, D.A, Beltrami, G, De biase, P. Surgical Technique: Extraarticular Knee Resection

- with Prosthesis–Proximal Tibia-extensor Apparatus Allograft for Tumors Invading the Knee. *Clin Orthop Relat Res.* 2011;469(10): 2905–2914.
130. San Julián, M. Recambios protésicos de cadera y rodilla en cirugía tumoral ósea. *Rev Esp Cir Ortop Traumatol.* 2000;44(2).
131. Kawai, A, Muschler, G.F, Lane, J.M, Otis, J.C, Healey, J.H. Prosthetic Knee Replacement after Resection of a Malignant Tumor of the Distal Part of the Femur Medium to Long-Term Results. *J Bone Joint Surg Am.* 1998;80(5): 636-47.
132. Picci, P, Sangiorgi, L, Bahamonde I, Aluigi P, Bibiloni J, Zavatta M, Mercuri M, Briccoli A, Campanacci M, L, Aluigi, P, Bibiloni, J. Risk factors for local recurrences after limb-salvage surgery for high-grade osteosarcoma of the extremities. *Ann Oncol.* 1997;8(9): 899-903.
133. Simon MA, Aschiliman MA, Thomas N, Mankin HJ. Limb salvage treatment versus amputation for osteosarcoma of the distal femur. *JBJS* 1986;68:1331-1337.
134. Simon MA. Limb salvage for osteosarcoma. *JBJS* 1988;70(2):307-310.
135. Lamelas, A, Francisco, F, Suarez, L. Tratamiento quirúrgico de los tumores óseos en pediatría. *Rev Hosp Niños BAires.* 2011; 53(241): 84-93.
136. Henderson er1, E.R, Pepper, A.M, Marulanda, G.A, Millard, J.D, Letson, G.D. What is the emotional acceptance after limb salvage with an expandable prosthesis?. *Clin Orthop Relat Res.* 2010;468(11): 2933-8.
137. Sánchez, M, Cardona, J.M, Gómez, A, Orán, J, Zamora, J.M, Rocha, M, Escudero, A, Fernández, JJ. Experiencia a medio plazo con prótesis total de rodilla semiconstreñida. *Rev Esp Cir Osteoart.* 1994;29: 141-148.

138. sarmah, S.S, Patel, S, Hossain, F.S, Haddad, F.S. The radiological assessment of total and unicompartmental knee replacements. *J Bone Joint Surg Br.* 2012;94-B: 1321-1329.
139. Jazrawi lm, L.M, Birdzell l, L, Kummer fj, F.J, Di Cesare, P.E. The accuracy of computed tomography for determining femoral and tibial total knee arthroplasty component rotation. *J Arthroplasty.* 2000;15(6): 761-766.
140. Castelerio, R, Castaño, C, San martin, A, Gomez, L, Rodriguez, R. Biometría femoral: Curva diafisaria y longitud anatómica Estudio de las correlaciones. *Biomecánica.* 1995;5(III): 107-111.
141. Stumpe, K.D, Nötzli, H.P, Zanetti, M, Kamel, E.M, Hany, T.F, Gorres, GW, Won Schulthess, GK, Hodler, J. FDG PET for differentiation of infection and aseptic loosening in total hip replacements: comparison with conventional radiography and three-phase bone scintigraphy. *Radiology.* 2004;231(2): 333-341.
142. Gómez vallejo, J. El recambio en la artroplastia total de rodilla: aspectos clínicos, radiológicos, factores de supervivencia y calidad de vida. Tesis Doctoral. Universidad de Zaragoza. Facultad de Medicina; 2011.



## **IX.- ANEXOS**





## INFORME DEL COMITÉ ÉTICO DE INVESTIGACIÓN CLÍNICA

Don Jesús Pineda Sánchez, Secretario del Comité Ético de Investigación Clínica  
Fundació Sant Joan de Déu Esplugues de Llobregat (Barcelona)

### CERTIFICA

Que en la reunión del Comité Ético de Investigación Clínica de la Fundació Sant Joan de Déu celebrada el día 16 de diciembre de 2010 se valoró el proyecto de tesis titulado **“Estudio mediante elementos finitos de prótesis tumorales de rodilla en niños y adolescentes”** presentado por el **Dr. Ferran Torner Rubies** y se informó **favorablemente**.

Lo que firmo en Esplugues de Llobregat (Barcelona), a 11 de enero de 2011

Firmado:

Don Jesús Pineda Sánchez  
Secretario CEIC Fundación SJD







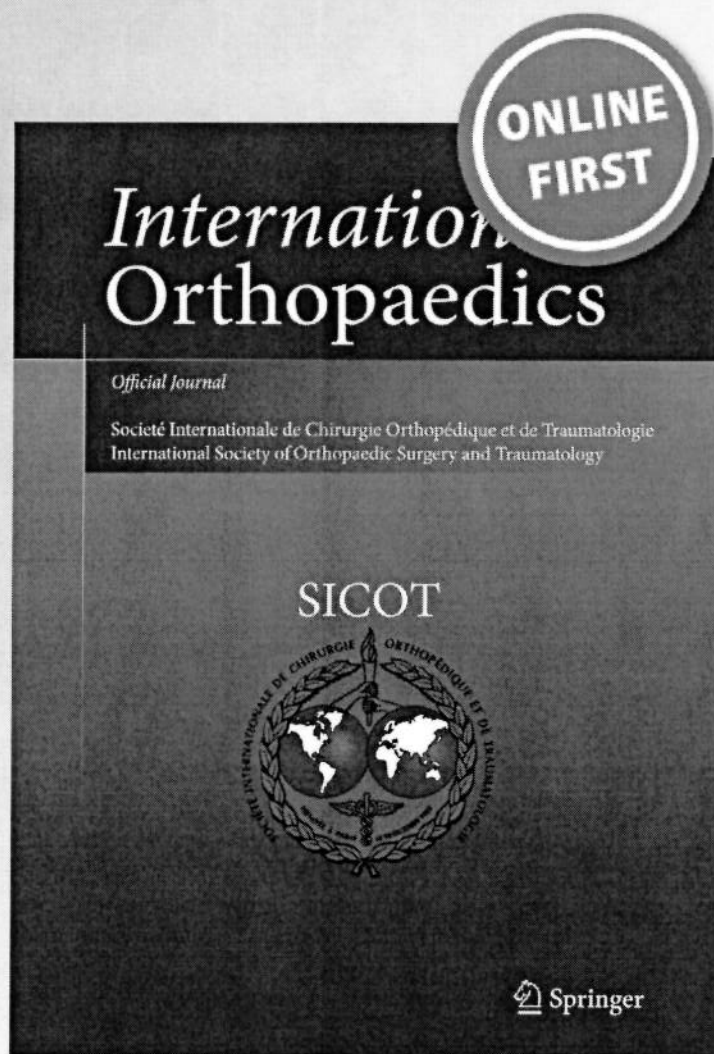
*Non-invasive expandable prosthesis in musculoskeletal oncology paediatric patients for the distal and proximal femur. First results*


**Ferran Torner, Josep M. Segur, Rosendo Ullot, Francisco Soldado, Pedro Domenech, Lydia DeSena & Jorge Knorr**

**International Orthopaedics**

ISSN 0341-2695

International Orthopaedics (SICOT)  
DOI 10.1007/s00264-016-3163-x



 Springer

**Your article is protected by copyright and all rights are held exclusively by SICOT aisbl. This e-offprint is for personal use only and shall not be self-archived in electronic repositories. If you wish to self-archive your article, please use the accepted manuscript version for posting on your own website. You may further deposit the accepted manuscript version in any repository, provided it is only made publicly available 12 months after official publication or later and provided acknowledgement is given to the original source of publication and a link is inserted to the published article on Springer's website. The link must be accompanied by the following text: "The final publication is available at [link.springer.com](http://link.springer.com)".**