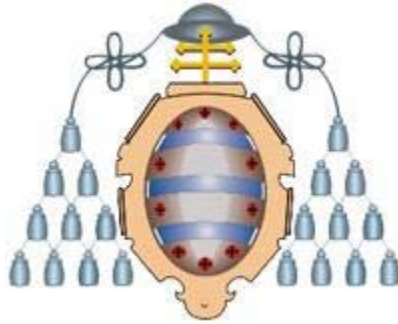




UNIVERSIDAD DE OVIEDO

PROGRAMA DE DOCTORADO

**Diseño, Construcción
y Fabricación en Ingeniería**

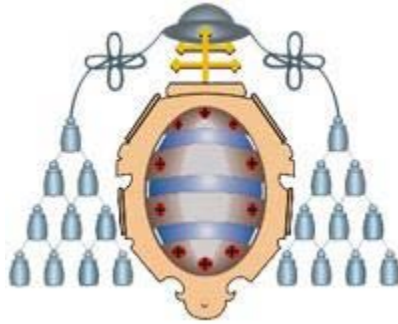
**Modelización y análisis de la técnica
quirúrgica de ensanchamiento femoral
en la cirugía protésica de cadera**

Tesis doctoral presentada por:

Mikel Agrela González

para la obtención del título de Doctor en Ingeniería

Diciembre 2015



UNIVERSIDAD DE OVIEDO

PROGRAMA DE DOCTORADO

**Diseño, Construcción
y Fabricación en Ingeniería**

**Modelización y análisis de la técnica
quirúrgica de ensanchamiento femoral
en la cirugía protésica de cadera**

Tesis doctoral presentada por:

Mikel Agrela González

para la obtención del título de Doctor en Ingeniería

Diciembre 2015



RESUMEN DEL CONTENIDO DE TESIS DOCTORAL

1.- Título de la Tesis	
Español/Otro Idioma: Modelización y análisis de la técnica quirúrgica de ensanchamiento femoral en la cirugía protésica de cadera.	Inglés: 3D Modelling and Analysis of the femoral bone enlargement technique in cases of severe dysplasia of the hip.
2.- Autor	
Nombre: Mikel Agrela González	DNI/Pasaporte/NIE:
Programa de Doctorado: DISEÑO, CONSTRUCCIÓN Y FABRICACIÓN EN INGENIERÍA	
Órgano responsable:	

RESUMEN (en español)

Introducción

Factores tales como el progresivo envejecimiento demográfico, unidos a una exigente demanda por parte de los pacientes que aspiran a mantener un estilo de vida activo y con gran autonomía a edades avanzadas plantean grandes retos tanto a los cirujanos ortopédicos y traumatológicos, que deben practicar complicadas intervenciones de reemplazo articular, como a los ingenieros que trabajan en estrecha colaboración con los anteriores para hacer realidad los planteamientos que permitirán llevar a cabo operaciones satisfactorias.

La displasia de cadera es un tipo de patología con una particular serie de peculiaridades que no hacen sino complicar el proceso de reemplazo articular, condicionando la selección del tamaño de implante a utilizar a las características del fémur patológico del paciente.

Se presenta la técnica de ensanchamiento femoral como una alternativa a las técnicas de intervención tradicionales que permite al especialista, en casos de displasia severa de cadera, seleccionar el implante adecuado que asegure unos resultados óptimos tras la cirugía de forma que se puedan sortear las fuentes de fracaso más habituales: Fractura del implante y Dislocación recurrente.

Esta técnica se encuentra en la actualidad en fase experimental, no contando con casos reales intervenidos en el continente Europeo y no existiendo estudios ni análisis al respecto que la respalden. El presente estudio desarrolla por vez primera la técnica de ensanchamiento femoral, planteando los parámetros críticos de la intervención, implementando el modelo tridimensional necesario y realizando la correspondiente evaluación por medio del método de los elementos finitos. El planteamiento seguido permite al cirujano contar con una herramienta que le permite simular la técnica de forma preoperatoria, anticiparse a las posibles dificultades, seleccionar la talla adecuada de implante y evaluar el factor riesgo beneficio de cada caso concreto.

Objetivos

Análisis del problema y reconstrucción de la anatomía femoral del paciente objeto de estudio.

Modelado de la técnica quirúrgica original y reconstrucción de un modelo tridimensional de la misma.



Modelado de la técnica quirúrgica de ensanchamiento femoral, y reconstrucción de un modelo tridimensional de la misma.

Análisis por medio del método de los elementos finitos de ambas técnicas para, finalmente, determinar el coeficiente de seguridad proporcionado por la técnica descrita por Sofue y Endo.

Material y métodos

Para el estudio se dispone del TAC de un paciente que presenta una displasia severa de cadera y que ha sido inicialmente intervenido mediante una técnica tradicional de artroplastia total de cadera.

Se emplea software de diseño gráfico y de tratamiento de imagen médica para la reconstrucción de la anatomía del paciente y para el modelado de las técnicas quirúrgicas, y software de análisis por medio de elementos finitos para su correspondiente análisis estructural.

Se centra el análisis en la vertiente femoral de la técnica descrita por Sofue y Endo, empleando vástagos cementados modelo Exeter para el estudio.

Mediante el correspondiente proceso de segmentación se reconstruye la anatomía femoral del paciente, y se modelan posteriormente las técnicas quirúrgicas.

Con las condiciones de contorno adecuadas se plantea el análisis de cada una de las técnicas, que permitirá finalmente determinar aporte de la alternativa planteada en esta tesis.

Resultados y conclusiones

La metodología propuesta en el presente estudio ha permitido el cumplimiento de los objetivos planteados, y la misma puede ser empleada para analizar casos particulares de otros pacientes, así como otro tipo de vástagos.

La técnica quirúrgica de ensanchamiento femoral permite, para las mismas condiciones de contorno y los mismos casos de carga, la reducción de solicitaciones sobre el implante.

Esta técnica supone un incremento en el grado de dificultad de las técnicas tradicionales de artroplastia total de cadera, sin embargo dota al especialista de una herramienta alternativa para realizar una evaluación riesgo beneficio de cada intervención, reduciendo las posibilidades de una posible fractura postoperatoria.



RESUMEN (en Inglés)

Introduction

Topics such as the progressive aging of the population, together with a challenging demand from patients who expect to keep an active lifestyle with full autonomy at advanced ages, lead to big challenges both for orthopaedic and trauma surgeons, who must perform complicated joint replacement surgeries, as to engineers working closely with surgeons to ensure successful results after each intervention.

The dysplasia of the hip is a particular type of pathology with a number of features which do nothing but complicate the joint replacement procedure, conditioning the implant selection to be used based on the morphology of the pathological femur of the patient.

The Femoral Bone Enlargement technique appears as an alternative to traditional Total Hip Arthroplasty procedures letting the specialist, on patients with severe dysplasia of the hip, select the most appropriate implant to ensure optimal results in the post-surgery stage avoiding the most typical sources of failure: Recurrent dislocation and implant's fracture.

The Femoral Bone Enlargement Technique is still on an experimental stage. There are no evidences of its practical use on real patients in Europe, and there is no clue about studies or analysis supporting it. This document means a first-time development of this new technique, remarking the critical parameters of the surgical intervention, developing the required 3D model and performing its structural evaluation through Finite Element Analysis. This approach provides the surgeon with a tool to simulate the surgical technique in a pre-surgery stage, being able to foresee possible future issues, select the appropriate implant's size and evaluate the risk-benefit ratio on each specific patient.

Objectives

Case analysis and tridimensional reconstruction of the patient's femoral anatomy.

Modelling of the original surgical procedure and tridimensional reconstruction of the corresponding model.

Modelling of the femoral bone enlargement technique and tridimensional reconstruction of the corresponding model.

Finite Element Analysis of both techniques to determine the safety factor provided by the femoral bone enlargement technique analysed in this document.

Material and methods

The Computed Tomography of a patient with severe dysplasia of the hip, who had already been operated via traditional THA techniques is the starting point on the present study.

Graphics and Medical Image Processing Software are used for the reconstruction of the patient's anatomy and to model both surgical techniques. Finite Element Analysis software is used to perform the corresponding structural analysis on the generated models.

The study is focused on the femoral side of the technique described by Sofue and Endo, using



Exeter cemented stems to model and simulate the two different approaches.

Patient's femoral anatomy is modelled applying the appropriate segmentation workflow, and subsequently both the traditional cemented and the femoral bone enlargement technique are reconstructed.

A Finite Element Analysis of both techniques is performed considering the appropriate boundary conditions and load cases to, finally, determine the contribution of the new technique analysed in this thesis.

Results and conclusions

The proposed workflow and methodology have allowed the achievement of the considered objectives, therefore can be used to analyse different specific cases with similar pathologies using the same or different kind of femoral stems.

The femoral bone enlargement technique allows, applying the same boundary conditions and same load cases, a stress reduction on the implant in comparison with the traditional cemented technique.

This new technique directly increases the degree of difficulty of the traditional techniques of total hip arthroplasty, however it provides the surgeon with an alternative tool to perform a risk-benefit evaluation of each intervention, reducing the chances of a possible postoperative failure.

*Para mi abuelo,
mi inspiración...*

Agradecimientos

No hay mejor final que un mejor comienzo... porque todo el tiempo y todo el esfuerzo invertido en esta tesis doctoral no han hecho sino acentuar mi, ya de por sí enorme, ansia de saber, conocer, descubrir... se acaba una etapa y empieza otra. Llegados al final de este trabajo de investigación resulta complicado mover los dedos por el teclado que ha sufrido vaivenes durante tantas horas, y es que han sido muchas las frustraciones, han sido muchos los problemas enfrentados, han sido muchos los intentos erróneos, y por supuesto han sido muchas las veces en las que sin el apoyo recibido hubiera sido más sencillo apagar el ordenador para no encenderlo más...

Debo dar las gracias a mis directores, Antonio y Rafa, por acogerme en su grupo, y por guiarme con paciencia durante todo este tiempo, por estar ahí para resolver mis dudas y por ayudarme a enfrentar los problemas que han llegado a parecer imposibles y que se hacían aún más complicados, si cabe, por la distancia.

Debo agradecer del mismo modo a mi empresa, Philips Medical Systems, por permitirme el uso de las licencias de software disponibles para el desarrollo de este estudio, y gracias a mis compañeros de trabajo Szymon Smulski y Bas Bouman por el apoyo proporcionado.

Abuelito... te fuiste antes de que pudiera terminar este trabajo de investigación, y no puedo dejar de recordarte aquí... Siempre has sido una gran fuente de inspiración para mí, y quiero que sepas que siempre te llevaré en mi corazón.

Un millón de gracias a mis padres, pilares fundamentales de mi vida, por vuestra perseverancia, vuestro apoyo incondicional, y por haberme enseñado y seguir enseñándome tanto cada día. Os lo he dicho muchas veces y os lo seguiré diciendo siempre, os he admirado, os admiro y os admiraré siempre. Sin vosotros no sería lo que soy, y gracias a vosotros he llegado hasta aquí. Gran parte de esta tesis es vuestra...

En último lugar, he de dar las gracias a mi equipo, las personas más importantes de mi vida... Maui, hijo mío, has puesto a prueba mi capacidad de concentración aprendiendo a andar y tirando del cable del ratón mientras terminaba este proyecto, pero has logrado sacarme la sonrisa siempre que me ha hecho falta. Paula, mi mujer, y mi otra mitad... has sabido apoyarme y darme ánimo, fuerza, aliento y cariño cuando lo he necesitado y cuando no. Has sido capaz de superar toda la desatención que he tenido con vosotros durante esta aventura y has sabido demostrarme que incondicional es una palabra que describe de forma muy somera todo lo bueno que muestras hacia mí. Solo espero que todo esto solo sirva para motivarte y que seas tú la que pronto defienda su trabajo de investigación. Os quiero

Resumen

Introducción

Factores tales como el progresivo envejecimiento demográfico, unidos a una exigente demanda por parte de los pacientes que aspiran a mantener un estilo de vida activo y con gran autonomía a edades avanzadas plantean grandes retos tanto a los cirujanos ortopédicos y traumatológicos, que deben practicar complicadas intervenciones de reemplazo articular, como a los ingenieros que trabajan en estrecha colaboración con los anteriores para hacer realidad los planteamientos que permitirán llevar a cabo operaciones satisfactorias.

La displasia de cadera es un tipo de patología con una particular serie de peculiaridades que no hacen sino complicar el proceso de reemplazo articular, condicionando la selección del tamaño de implante a utilizar a las características del fémur patológico del paciente.

Se presenta la técnica de ensanchamiento femoral como una alternativa a las técnicas de intervención tradicionales que permite al especialista, en casos de displasia severa de cadera, seleccionar el implante adecuado que asegure unos resultados óptimos tras la cirugía de forma que se puedan sortear las fuentes de fracaso más habituales: Fractura del implante y Dislocación recurrente.

Esta técnica se encuentra en la actualidad en fase experimental, no contando con casos reales intervenidos en el continente Europeo y no existiendo estudios ni análisis al respecto que la respalden. El presente estudio desarrolla por vez primera la técnica de ensanchamiento femoral, planteando los parámetros críticos de la intervención, implementando el modelo tridimensional necesario y realizando la correspondiente evaluación por medio del método de los elementos finitos. El planteamiento seguido permite al cirujano contar con una herramienta que le permite simular la técnica de forma preoperatoria, anticiparse a las posibles dificultades, seleccionar la talla adecuada de implante y evaluar el factor riesgo beneficio de cada caso concreto.

Objetivos

Análisis del problema y reconstrucción de la anatomía femoral del paciente objeto de estudio.

Modelado de la técnica quirúrgica original y reconstrucción de un modelo tridimensional de la misma.

Modelado de la técnica quirúrgica de ensanchamiento femoral, y reconstrucción de un modelo tridimensional de la misma.

Análisis por medio del método de los elementos finitos de ambas técnicas para, finalmente, determinar el coeficiente de seguridad proporcionado por la técnica descrita por Sofue y Endo.

Material y métodos

Para el estudio se dispone del TAC de un paciente que presenta una displasia severa de cadera y que ha sido inicialmente intervenido mediante una técnica tradicional de artroplastia total de cadera.

Se emplea software de diseño gráfico y de tratamiento de imagen médica para la reconstrucción de la anatomía del paciente y para el modelado de las técnicas quirúrgicas, y software de análisis por medio de elementos finitos para su correspondiente análisis estructural.

Se centra el análisis en la vertiente femoral de la técnica descrita por Sofue y Endo, empleando vástagos cementados modelo Exeter para el estudio.

Mediante el correspondiente proceso de segmentación se reconstruye la anatomía femoral del paciente, y se modelan posteriormente las técnicas quirúrgicas.

Con las condiciones de contorno adecuadas se plantea el análisis de cada una de las técnicas, que permitirá finalmente determinar aporte de la alternativa planteada en esta tesis.

Resultados y conclusiones

La metodología propuesta en el presente estudio ha permitido el cumplimiento de los objetivos planteados, y la misma puede ser empleada para analizar casos particulares de otros pacientes, así como otro tipo de vástagos.

La técnica quirúrgica de ensanchamiento femoral permite, para las mismas condiciones de contorno y los mismos casos de carga, la reducción de solicitaciones sobre el implante.

Esta técnica supone un incremento en el grado de dificultad de las técnicas tradicionales de artroplastia total de cadera, sin embargo dota al especialista de una herramienta alternativa para realizar una evaluación riesgo beneficio de cada intervención, reduciendo las posibilidades de una posible fractura postoperatoria.

Summary

Introduction

Topics such as the progressive aging of the population, together with a challenging demand from patients who expect to keep an active lifestyle with full autonomy at advanced ages, lead to big challenges both for orthopaedic and trauma surgeons, who must perform complicated joint replacement surgeries, as to engineers working closely with surgeons to ensure successful results after each intervention.

The dysplasia of the hip is a particular type of pathology with a number of features which do nothing but complicate the joint replacement procedure, conditioning the implant selection to be used based on the morphology of the pathological femur of the patient.

The Femoral Bone Enlargement technique appears as an alternative to traditional Total Hip Arthroplasty procedures letting the specialist, on patients with severe dysplasia of the hip, select the most appropriate implant to ensure optimal results in the post-surgery stage avoiding the most typical sources of failure: Recurrent dislocation and implant's fracture.

The Femoral Bone Enlargement Technique is still on an experimental stage. There are no evidences of its practical use on real patients in Europe, and there is no clue about studies or analysis supporting it. This document means a first-time development of this new technique, remarking the critical parameters of the surgical intervention, developing the required 3D model and performing its structural evaluation through Finite Element Analysis. This approach provides the surgeon with a tool to simulate the surgical technique in a pre-surgery stage, being able to foresee possible future issues, select the appropriate implant's size and evaluate the risk-benefit ratio on each specific patient.

Objectives

Case analysis and tridimensional reconstruction of the patient's femoral anatomy.

Modelling of the original surgical procedure and tridimensional reconstruction of the corresponding model.

Modelling of the femoral bone enlargement technique and tridimensional reconstruction of the corresponding model.

Finite Element Analysis of both techniques to determine the safety factor provided by the femoral bone enlargement technique analysed in this document.

Material and methods

The Computed Tomography of a patient with severe dysplasia of the hip, who had already been operated via traditional THA techniques is the starting point on the present study.

Graphics and Medical Image Processing Software are used for the reconstruction of the patient's anatomy and to model both surgical techniques. Finite Element Analysis software is used to perform the corresponding structural analysis on the generated models.

The study is focused on the femoral side of the technique described by Sofue and Endo, using Exeter cemented stems to model and simulate the two different approaches.

Patient's femoral anatomy is modelled applying the appropriate segmentation workflow, and subsequently both the traditional cemented and the femoral bone enlargement technique are reconstructed.

A Finite Element Analysis of both techniques is performed considering the appropriate boundary conditions and load cases to, finally, determine the contribution of the new technique analysed in this thesis.

Results and conclusions

The proposed workflow and methodology have allowed the achievement of the considered objectives, therefore can be used to analyse different specific cases with similar pathologies using the same or different kind of femoral stems.

The femoral bone enlargement technique provides, applying the same boundary conditions and same load cases, a stress reduction on the implant in comparison with the traditional cemented technique.

This new technique directly increases the degree of difficulty of the traditional techniques of total hip arthroplasty, however it provides the surgeon with an alternative tool to perform a risk-benefit evaluation of each intervention, reducing the chances of a possible postoperative failure.

ÍNDICE GENERAL

1. INTRODUCCIÓN	1
1.1. ARTICULACIONES: TIPOS Y CLASIFICACIÓN	2
1.1.1. DIARTROSIS	2
1.1.2. ANFIARTROSIS	3
1.1.3. SINARTROSIS	3
1.2. CADERA. MORFOLOGÍA Y BIOMECÁNICA.	4
1.2.1. COMPONENTES ÓSEOS	5
1.2.2. ANEXOS A LAS SUPERFICIES ARTICULARES	7
1.2.3. NEXOS.....	7
1.2.4. CARACTERÍSTICAS.....	9
1.2.5. BIOMECÁNICA	10
2. ESTADO ACTUAL DEL PROBLEMA.....	15
2.1. DISPLASIA DE CADERA (DC)	15
2.1.1. CLASIFICACIÓN	15
2.1.2. CARACTERÍSTICAS ANATÓMICAS	17
2.1.3. DIAGNÓSTICO.....	19
2.1.4. TRATAMIENTO.....	22
2.2. ANÁLISIS PRELIMINAR.....	52
2.2.1. PROTOTIPADO FÍSICO.....	52
2.2.2. ENSAYOS “IN-VIVO”	53
2.2.3. PROTOTIPADO DIGITAL	53
2.3. EL MÉTODO DE LOS ELEMENTOS FINITOS	54
2.3.1. DEFINICIÓN.....	54
2.3.2. GENERACIÓN DE MODELOS PARA SU ANÁLISIS POR MEDIO DE ELEMENTOS FINITOS.....	55
2.4. JUSTIFICACIÓN DEL ESTUDIO	56
3. OBJETIVOS	62
3.1. OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	62
4. MATERIAL Y MÉTODOS	66
4.1. CONSIDERACIONES ÉTICAS Y LEGALES.....	66
4.2. DISEÑO DEL ESTUDIO	66
4.2.1. REQUISITOS INICIALES.....	68
4.3. MATERIAL UTILIZADO.....	90
4.3.1. TAC	90
4.3.2. SOFTWARE EMPLEADO	90
4.3.3. MODELOS DIGITALES DE IMPLANTES.....	93
4.4. ANÁLISIS PRE-OPERATORIO	94
4.4.1. VALORACIÓN DE ANTEVERSIÓN.....	95
4.4.2. VALORACIÓN DE LA DISMETRÍA.....	96
4.4.3. EVALUACIÓN DEL DIÁMETRO DEL CANAL FEMORAL.....	98
4.4.4. EVALUACIÓN DEL OFFSET DEL FÉMUR AFECTADO	99
4.5. PROCESAMIENTO INFORMÁTICO Y RECONSTRUCCIÓN 3D	100

4.6. MODELADO DE LA TÉCNICA QUIRÚRGICA	103
4.6.1. REPRODUCCIÓN DE LA TÉCNICA QUIRÚRGICA ORIGINAL	103
4.6.2. REPRODUCCIÓN DE LA TÉCNICA QUIRÚRGICA DE ENSANCHAMIENTO FEMORAL	119
4.7. PROCESO DE MALLADO Y RECONSTRUCCIÓN VOLUMÉTRICA.....	134
4.7.1. MODELO PARA LA TÉCNICA QUIRÚRGICA CEMENTADA.....	134
4.7.2. MODELO PARA LA TÉCNICA QUIRÚRGICA DE ENSANCHAMIENTO FEMORAL.....	136
4.8. ASIGNACIÓN DE PROPIEDADES.....	137
4.8.1. MATERIAL ÓSEO	137
4.8.2. CAPA DE CEMENTACIÓN	137
4.8.3. IMPLANTE.....	137
4.8.4. CERCLAJES	138
4.8.5. RESUMEN DE PROPIEDADES ASIGNADAS	138
4.9. CONDICIONES DE CONTORNO	139
4.9.1. TÉCNICA QUIRÚRGICA CEMENTADA.....	139
4.9.2. TÉCNICA QUIRÚRGICA DE ENSANCHAMIENTO FEMORAL.....	141
4.9.3. SISTEMA DE REFERENCIA	144
4.9.4. ASIGNACIÓN DE CARGAS	145
4.10. IDEALIZACIÓN DEL MODELO Y SUPUESTOS INICIALES.....	146
4.10.1. UMBRALIZADO	146
4.10.2. MODELADO	147
4.10.3. MALLADO	147
4.10.4. CARACTERIZACIÓN DE MATERIALES	148
4.10.5. CASOS DE CARGAS.....	148
4.10.6. SUPERFICIES DE CONTACTO	148
5. RESULTADOS	153
5.1. RESULTADOS DEL OBJETIVO 1: Análisis del problema y reconstrucción de un modelo tridimensional de la anatomía femoral del paciente objeto de estudio.....	153
5.2. RESULTADOS DEL OBJETIVO 2: Modelado tridimensional de la técnica quirúrgica real cementada a partir del fémur reconstruido en condiciones pre-operatorias	154
5.3. RESULTADOS DEL OBJETIVO 3: Análisis por medio de MEF del modelo generado para la técnica cementada	155
5.3.1. CASO DE CARGAS PROMEDIO DURANTE LA ACTIVIDAD DE DEAMBULACIÓN	156
5.3.2. CASO DE CARGAS DE PICO DURANTE LA ACTIVIDAD DE DEAMBULACIÓN.....	161
5.3.3. CASO DE CARGAS PROMEDIO DURANTE LA ACTIVIDAD DE BAJADA DE ESCALERAS.....	165
5.3.4. CASO DE CARGAS DE PICO DURANTE LA ACTIVIDAD DE BAJADA DE ESCALERAS...	170
5.3.5. RESUMEN DE RESULTADOS SOBRE LA TÉCNICA QUIRÚRGICA CEMENTADA	176
5.4. RESULTADOS DEL OBJETIVO 4: Modelado tridimensional de la técnica quirúrgica de ensanchamiento femoral a partir del fémur reconstruido en condiciones pre-operatorias	177
5.5. RESULTADOS DEL OBJETIVO 5: Análisis por medio de MEF del modelo generado para la técnica de ensanchamiento femoral	179
5.5.1. CASO DE CARGAS PROMEDIO DURANTE LA ACTIVIDAD DE DEAMBULACIÓN	179
5.5.2. CASO DE CARGAS DE PICO DURANTE LA ACTIVIDAD DE DEAMBULACIÓN.....	185
5.5.3. CASO DE CARGAS PROMEDIO DURANTE LA ACTIVIDAD DE BAJADA DE ESCALERAS.....	190

5.5.4. CASO DE CARGAS DE PICO DURANTE LA ACTIVIDAD DE BAJADA DE ESCALERAS...	195
5.5.5. RESUMEN DE RESULTADOS SOBRE LA TÉCNICA QUIRÚRGICA DE ENSANCHAMIENTO FEMORAL	200
6. DISCUSIÓN.....	205
6.1. CONSIDERACIONES.....	205
6.2. ANÁLISIS	205
6.2.1. IMPLANTE.....	207
6.2.2. CERCLAJES	215
6.3. LIMITACIONES DEL ESTUDIO	216
6.4. FUTURAS DIRECCIONES DE INVESTIGACIÓN	217
7. CONCLUSIONES	221
8. ANEXOS	226
8.1. ANEXO I	226
8.2. ANEXO II	231
8.2.1. SISTEMAS DE MEDIDA Y ANÁLISIS.....	231
9. BIBLIOGRAFÍA	240

ÍNDICE DE ILUSTRACIONES

Figura 1 - Tipos de articulaciones según grados de libertad (I).....	2
Figura 2 - Tipos de articulaciones según grados de libertad (II).....	3
Figura 3 - Estructura muscular de la cadera izquierda [8].	4
Figura 4 – A. Hueso coxal derecho, visión lateral. 1: hueso ilion. 2: acetábulo o fosa cotiloidea. 3: agujero obturado. B. Acetábulo. 1: superficie semilunar. 2: fosa acetabular. 3: escotadura acetabular o isquiopubiana. 4, 5: extremos superior e inferior de la superficie semilunar. 6, 7: Borde acetabular o ceja cotiloidea (escotaduras iliopubiana e ilioesquiática).....	5
Figura 5 – Región proximal del fémur. 1: Cabeza del fémur. 1': fosita de la cabeza femoral o del ligamento redondo. 2: cuello del fémur. 3: trocánter mayor. 3': fosa trocantérea. 4: trocánter menor. 5: línea intertrocantérea.	6
Figura 6 - Articulación de la cadera [9].	7
Figura 7 – Cápsula articular. Izquierda. Visión anterior de la cápsula: 2: Ligamento iliofemoral fascículo iliopretrocantéreo; 3: Ligamento iliofemoral fascículo iliopretrocantíneo; 4: Ligamento pubofemoral. Derecha. Visión anterior de la cápsula abierta. 1: Frenillos sinoviales. 2: Vasos que penetran en la cabeza.	8
Figura 8 – Radiografía Antero-Posterior (AP) de cadera. Líneas de Hilgenreiner (H), Perkins (P), Shenton (S) y ángulo acetabular (A)	9
Figura 9 – Planos de análisis de movimiento [10].....	10
Figura 10 - Grados de división de la escala de Crowe [15].....	16
Figura 11 - Clasificación de Hartofilakidis sobre la DC [20].....	17
Figura 12 - Descripción de Morfología Femoral [25].	18
Figura 13 – Ángulos sobre radiografía AP: ACD – Ángulo Cervicodiafisario; H – Ángulo de Hilgenreiner; α – Ángulo alfa	20
Figura 14 - Ángulo de Wiberg [37].	21
Figura 15 - Detalle de ATC con prótesis de Charnley	24
Figura 16 - ATC con implante de Charnley	25
Figura 17 - Descripción de componentes empleados en una ATC.....	26
Figura 18 – Reconstrucción acetabular mediante osteotomía central.....	36
Figura 19 - Reconstrucción acetabular mediante Acetabuloplastia	36
Figura 20 - Reconstrucción acetabular mediante técnica de Slooff [100].	37
Figura 21 - Reconstrucción acetabular mediante ensanchamiento del cotilo displásico. Técnica en "asa de balde". [101].....	38
Figura 22 - Técnica de reconstrucción mediante ensanchamiento acetabular [102].....	38
Figura 23 - RX frontal de cadera izquierda y derecha	41
Figura 24 - Detalle de fractura de implante en cadera izquierda	41
Figura 25 - Técnica de reconstrucción de "Arriba y Abajo" [119].	42
Figura 26 - Técnica de Osteotomía Sub-trocantérica de Rorabeck [120]	43
Figura 27 - Técnica de reconstrucción mediante Osteotomía de solapamiento de Paavilainen [121].	43
Figura 28 - Técnica de Osteotomía Oblicua de Acortamiento	44
Figura 29 - Técnica de Osteotomía Subtrocantérica de Restrepo [125].	45
Figura 30 - TC del fémur proximal y plantillas de reconstrucción.....	46

Figura 31 - Implante a medida insertado en fémur izquierdo	46
Figura 32 - Guía de resección ajustable para prótesis a medida	47
Figura 33 - Comparativa de cantidad de hueso resecado en una técnica tradicional de ATC (A) y en una técnica mediante prótesis de recubrimiento (B) [135].....	48
Figura 34 - Control pre y post-operatorio de cirugía de cadera con prótesis de recubrimiento [135].	48
Figura 35 - Comparación Vástago Corto (izq.) y vástago tradicional (dcha.) [138].....	49
Figura 36 - Técnica de ensanchamiento femoral	51
Figura 37 - Técnica de ensanchamiento femoral en paciente con displasia severa de cadera (Crowe tipo IV). [102].	51
Figura 38 - Diagrama de flujo del proceso seguido durante el análisis comparativo de las técnicas cementada y de ensanchamiento femoral	67
Figura 39 - Imágenes obtenidas a partir de TC [164].	69
Figura 40 - Grupo de imágenes segmentadas [164].	71
Figura 41 - Histograma de valores de Unidades Hounsfield procedentes de TC, referidos a los umbrales de los distintos tipos de tejido [183].	72
Figura 42 - Rangos de validez en UH para la selección de Tejido Blando [182].....	73
Figura 43 - Rangos de validez en UH para la selección de Tejido Muscular [182].	73
Figura 44 - Rangos de validez en UH para la selección de Tejido Óseo [182].....	73
Figura 45 - Proyección de la región de interés sobre imágenes de la tomografía.	74
Figura 46 - Proceso de Umbralizado y Aislamiento	74
Figura 47 - Reconstrucción en 3D de la región de interés del paciente.....	75
Figura 48 - Reconstrucción aislada de fémur izquierdo.....	75
Figura 49 - Recuperación de sólido y tratamiento con software 3D [164].	76
Figura 50 - Sólido mallado [164].	77
Figura 51 - Descripción de los planos de referencia	83
Figura 52 - Sistema de coordenadas en fémur e implante sobre la cadera izquierda [216].....	83
Figura 53 - Perfiles de carga durante el desarrollo de diferentes actividades [227].	87
Figura 54 - Entorno del programa SolidWorks® de Dassault Systemes® [232].....	90
Figura 55 - Entorno del programa Mimics® de Materialise® [178].	91
Figura 56 - Entorno del programa 3-Matic de Materialise® [233].	91
Figura 57 - Entorno del programa Ansys® [234].	92
Figura 58 - Gama completa implantes cementados Exeter®	93
Figura 59 - RX Anterior MIHM.....	94
Figura 60 - Medida de la anteversión en cadera izquierda.....	95
Figura 61 - Medida de la anteversión en cadera derecha.....	95
Figura 62 - Evaluación de la disimetría del Trocánter Mayor del paciente.....	96
Figura 63 - Evaluación de la disimetría del trocánter menor del paciente.....	97
Figura 64 - Evaluación de la disimetría de los centros de rotación de las cabezas femorales.....	97
Figura 65 - Evaluación de la altura pélvica del paciente MIHM	98
Figura 66 - Evaluación del diámetro del canal femoral.....	98
Figura 67 - Valoración del offset del fémur izquierdo del paciente MIHM	99
Figura 68 - Captura del entorno del Software Mimics® [178].....	100
Figura 69 - Valores de Visualización utilizados.....	100
Figura 70 - Generación de máscaras	101

Figura 71 - Reconstrucción 3D de la cadera izquierda del paciente MIHM	101
Figura 72 - Reconstrucción del fémur izquierdo del paciente MIHM	102
Figura 73 - Tapones Distales	103
Figura 74 - Corte en plano Coronal	104
Figura 75 - Corte en plano Sagital	105
Figura 76 - Corte en plano transverso siguiendo el eje del cuello femoral.....	105
Figura 77 - Validación geométrica de la talla de implante a utilizar sobre cortes auxiliares de la cortical femoral	106
Figura 78 - Tapones distales del modelo Exeter®	106
Figura 79 - Inserciones ligamentarias en la región proximal del fémur.....	107
Figura 80 - Inserciones musculares en la región proximal del fémur	107
Figura 81 - 1: Trocánter mayor. 2: Trocánter menor	108
Figura 82 - RX postoperatorio del paciente MIHM	108
Figura 83 - Descripción del corte de la cabeza femoral del paciente MIHM	109
Figura 84 - Raspa modular para el vástago femoral Exeter® [163].....	110
Figura 85 - Preparación del lecho. 1: Cortical. 2: Capa de hueso trabecular.	110
Figura 86 - Modelado de la raspa para el implante cementado	111
Figura 87 - Modelado del labrado del canal femoral con la raspa.....	111
Figura 88 - Modelado del raspado del canal medular. 1: Fémur Izquierdo tras la resección de la cabeza femoral. 2: Sección transversal del fémur izquierdo. 3: Introducción de la raspa para el labrado del canal medular. 4: Sección transversal del fémur labrado.....	112
Figura 89 - Disposición del tapón distal respecto a la punta del implante insertado con centrador.....	113
Figura 90 - Proceso de lavado del canal femoral [241].....	114
Figura 91 - Mezclado y centrifugado del elemento de cementación.....	114
Figura 92 - Proceso de inserción del cemento	115
Figura 93 - Presurización del cemento femoral	115
Figura 94 - Instrumental para la inserción del vástago femoral Exeter [163].....	116
Figura 95 - Inserción y sellado del vástago.....	117
Figura 96 - Proceso de inserción del vástago femoral	117
Figura 97 - Detalle de ubicación del implante y capas de modelado.....	118
Figura 98 - Disposición de las tallas 0, 1 y 2 sobre corte auxiliar del hueso en plano coronal .	120
Figura 99 - Disposición de la talla 3 sobre corte auxiliar en plano coronal.....	121
Figura 100 - Comparación de las tallas 2 y 3 sobre corte auxiliar en plano coronal.....	121
Figura 101 - Medida del gap implante-hueso cortical en la inserción de una talla 3	122
Figura 102 - Validación de la orientación del implante sobre los cortes auxiliares generados	122
Figura 103 - Corte del cuello femoral sobre la reconstrucción tridimensional del hueso del paciente.....	123
Figura 104 - Disposición auxiliar de implante y raspa de talla 2 sin ensanchamiento del canal femoral	124
Figura 105 - Técnica de elongación femoral para DC elaborada por Paavilainen.....	124
Figura 106 - Medida de la longitud del ranurado sobre el hueso	125
Figura 107 - Cerclado distal del modelo.....	125
Figura 108 - Perforación anterior y posterior de la reconstrucción femoral	126
Figura 109 - Disposición del hueso tras la osteotomía longitudinal del fémur.....	126

Figura 110 - Modelado de la raspa para el implante cementado 44 mm N2	127
Figura 111 - Proceso de inserción de la raspa.....	128
Figura 112 - Medida de la apertura requerida en el hueso	128
Figura 113 - Inserción del vástago final en el hueso ranurado	129
Figura 114 – Introducción y preparado del cerclaje	131
Figura 115 – Proceso de Tensado del cerclaje	131
Figura 116 - Corte del cable de cerclaje.....	132
Figura 117 - Cerclado final del conjunto	132
Figura 118 - Detalle de las capas empleadas en el modelado de la técnica de ensanchamiento femoral	133
Figura 119 - Elementos tetraédricos de 10 (izquierda) y 4 elementos (derecha).....	134
Figura 120 - Mallado del modelo para la Técnica Quirúrgica Cementada.....	135
Figura 121 - Vista de detalle de la región del cuello femoral donde se encuentran los tres volúmenes definidos	135
Figura 122 - Mallado del modelo para la técnica de ensanchamiento femoral	136
Figura 123 - Superficies de contacto entre los volúmenes definidos	139
Figura 124 - Soporte fijo en la región distal del componente femoral	140
Figura 125 - Superficie de aplicación de cargas	140
Figura 126 - Superficie de aplicación de pares de rotación	141
Figura 127 - Soporte fijo en la región distal del componente óseo	142
Figura 128 - Región de aplicación de cargas en la técnica de ensanchamiento femoral.....	143
Figura 129 - Superficie de aplicación de pares de rotación en la técnica de ensanchamiento femoral	143
Figura 130 - Definición del sistema de referencia local basado en el definido por Bergmann.	144
Figura 131 - Sistema de referencia local para la aplicación de pares de rotación.....	145
Figura 132 - Ajuste de la máscara del hueso cortical. Resultado del umbralizado automático acorde a los valores definidos (izquierda) y ajuste manual de contornos sobre las imágenes de partida (derecha)	147
Figura 133 - Vista frontal de la reconstrucción de la cadera del paciente MIHM.....	153
Figura 134 - Sección transversal de la reconstrucción de la técnica quirúrgica cementada	154
Figura 135 – Detalle del mallado para la técnica cementada	155
Figura 136 - Valores de desplazamiento total en el conjunto	156
Figura 137 – Detalle de desplazamientos en el implante	156
Figura 138 - Deformación máxima en el conjunto.....	157
Figura 139 - Deformación máxima en el hueso trabecular	157
Figura 140 - Deformación máxima del hueso trabecular en la región osteotomizada del cuello femoral	158
Figura 141 - Deformación máxima en el implante.....	158
Figura 142 - Tensión equivalente de Von Mises en el Conjunto.....	159
Figura 143 - Valor máximo de la tensión equivalente sobre el implante	159
Figura 144 - Tensión máxima sobre el conjunto	160
Figura 145 - Valor de tensión máxima sobre el implante	160
Figura 146 - Detalle de desplazamientos en el conjunto	161
Figura 147 - Detalle de desplazamientos sobre el implante	161
Figura 148 - Deformación máxima sobre el conjunto.....	162

Figura 149 - Deformación máxima sobre la capa cementada.....	162
Figura 150 - Deformación máxima sobre el implante.....	163
Figura 151 - Tensión equivalente en el conjunto.....	163
Figura 152 - Tensión equivalente sobre el implante.....	164
Figura 153 - Tensión máxima sobre el conjunto.....	164
Figura 154 - Tensión máxima sobre el implante.....	165
Figura 155 - Deformación máxima sobre el conjunto.....	165
Figura 156 - Deformación máxima en el implante.....	166
Figura 157 - Deformación máxima en el conjunto.....	166
Figura 158 - Deformación máxima medida sobre la capa de hueso trabecular.....	167
Figura 159 - Deformación máxima sobre el hueso trabecular en la región proximal.....	167
Figura 160 - Deformación máxima en el implante.....	168
Figura 161 - Tensión equivalente en el conjunto.....	168
Figura 162 - Tensión equivalente en el implante.....	169
Figura 163 - Tensión máxima en el conjunto.....	169
Figura 164 - Tensión máxima en el implante.....	170
Figura 165 - Desplazamiento máximo en el conjunto.....	170
Figura 166 - Desplazamiento máximo en el implante.....	171
Figura 167 - Deformación máxima en el conjunto.....	171
Figura 168 - Deformación máxima en la capa cementada.....	172
Figura 169 - Deformación máxima en la región proximal de la capa cementada.....	172
Figura 170 - Deformación máxima en el implante.....	173
Figura 171 - Tensión equivalente en el conjunto.....	173
Figura 172 - Tensión equivalente en el implante.....	174
Figura 173 - Tensión máxima en el conjunto.....	174
Figura 174 - Tensión máxima en el implante.....	175
Figura 175 - Detalle de la reconstrucción de la técnica quirúrgica de ensanchamiento femoral.....	177
Figura 176 – Detalle del mallado para la técnica de ensanchamiento femoral.....	178
Figura 177 - Detalle de desplazamientos en el conjunto para cargas promedio de deambulaci3n.....	179
Figura 178 - Detalle de desplazamientos en el implante para cargas promedio de deambulaci3n.....	180
Figura 179 - Detalle de deformaciones máximas en el conjunto para cargas promedio de deambulaci3n.....	180
Figura 180 – Valores de deformaci3n máxima en el hueso trabecular para cargas promedio de deambulaci3n.....	181
Figura 181 - Detalle de deformaciones máximas en el implante para cargas promedio de deambulaci3n.....	181
Figura 182 - Detalle de tensiones equivalentes en el conjunto para cargas promedio de deambulaci3n.....	182
Figura 183 - Detalle de tensiones equivalentes en el cerclaje intermedio para cargas promedio de deambulaci3n.....	182
Figura 184 - Detalle de tensiones equivalentes en el implante para cargas promedio de deambulaci3n.....	183

Figura 185 - Detalle de tensiones máximas en el conjunto para cargas promedio de deambulación.....	183
Figura 186 - Detalle de tensiones máximas en el cerclaje intermedio para cargas promedio de deambulación.....	184
Figura 187 - Detalle de tensiones máximas en el implante para cargas promedio de deambulación.....	184
Figura 188 - Detalle de desplazamientos en el conjunto para cargas de pico de deambulación.....	185
Figura 189 - Detalle de desplazamientos en el implante para cargas de pico de deambulación.....	185
Figura 190 - Detalle de deformaciones máximas en el conjunto para cargas de pico de deambulación.....	186
Figura 191 - Detalle de deformaciones máximas en el hueso trabecular para cargas de pico de deambulación.....	186
Figura 192 - Detalle de deformaciones máximas en el implante para cargas de pico de deambulación.....	187
Figura 193 - Detalle de tensiones equivalentes en el conjunto para cargas de pico de deambulación.....	187
Figura 194 - Detalle de tensiones equivalentes en el hueso cortical para cargas de pico de deambulación.....	188
Figura 195 - Detalle de tensiones equivalentes medidas sobre puntos alejados del soporte fijo sobre el hueso.	188
Figura 196 - Detalle de tensiones equivalentes en el implante para cargas de pico de deambulación.....	189
Figura 197 - Detalle de tensiones máximas en el conjunto para cargas de pico de deambulación.....	189
Figura 198 - Detalle de tensiones máximas en el implante para cargas de pico de deambulación.....	190
Figura 199 - Detalle de desplazamientos en el conjunto para cargas promedio en la actividad de bajada de escaleras.	190
Figura 200 - Detalle de desplazamientos en el implante para cargas promedio en la actividad de bajada de escaleras.	191
Figura 201 - Detalle de deformaciones en el conjunto para cargas promedio en la actividad de bajada de escaleras.	191
Figura 202 - Detalle de deformaciones en el hueso trabecular para cargas promedio en la actividad de bajada de escaleras.....	192
Figura 203 - Detalle de deformaciones en el implante para cargas promedio en la actividad de bajada de escaleras.	192
Figura 204 – Detalle de tensiones equivalentes en el conjunto para cargas promedio en la actividad de bajada de escaleras.....	193
Figura 205 - Detalle de tensiones equivalentes en el implante para cargas promedio en la actividad de bajada de escaleras.....	193
Figura 206 - Detalle de tensiones máximas en el conjunto para cargas promedio en la actividad de bajada de escaleras.....	194

Figura 207 - Detalle de tensiones máximas en el implante para cargas promedio en la actividad de bajada de escaleras.....	194
Figura 208 - Detalle de desplazamientos en el conjunto para cargas de pico en la actividad de bajada de escaleras.	195
Figura 209 - Detalle de desplazamientos en el implante para cargas de pico en la actividad de bajada de escaleras.	195
Figura 210 - Detalle de deformaciones en el conjunto para cargas de pico en la actividad de bajada de escaleras.	196
Figura 211 - Detalle de deformaciones en el hueso trabecular para cargas de pico en la actividad de bajada de escaleras.....	196
Figura 212 - Detalle de deformaciones en el implante para cargas de pico en la actividad de bajada de escaleras.	197
Figura 213 - Detalle de tensiones equivalentes en el conjunto para cargas de pico en la actividad de bajada de escaleras.....	197
Figura 214 - Detalle de tensiones equivalentes en el hueso cortical para cargas de pico en la actividad de bajada de escaleras.....	198
Figura 215 - Detalle de tensiones equivalentes en el implante para cargas de pico en la actividad de bajada de escaleras.....	198
Figura 216 - Detalle de tensiones máximas en el conjunto para cargas de pico en la actividad de bajada de escaleras.	199
Figura 217 - Detalle de tensiones máximas en el implante para cargas de pico en la actividad de bajada de escaleras.	199
Figura 218 - Evaluación de la distribución de tensiones en la capa ósea	201
Figura 219 - Evaluación de deformaciones en puntos comparables del implante.	209
Figura 220- Sección transversal de los implantes empleados.....	210
Figura 221 - Evaluación de tensiones equivalentes en puntos comparables del implante.	212
Figura 222 - Evaluación de tensiones máximas en puntos comparables del implante.	214
Figura 223 - Ejemplo de sistema para medidas con dos implantes instrumentados [266].	232
Figura 224 - CTW™ Classic hip implant (Merete Medical, Berlin, Germany [268]).	233
Figura 225 - Representación esquemática de la prótesis CENOS instrumentada [270].	233
Figura 226 – KISTLER® 9287C force plate. Representación esquemática.	234
Figura 227 - Ejemplo de colocación de marcadores sobre sujeto de estudio	235

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1 - Amplitud de movimiento para distintas actividades.....	11
Tabla 2 - Relaciones Elasticidad - Densidad para distintas regiones y tipos de hueso	80
Tabla 3 - Actividades críticas y componentes de fuerza [228].....	88
Tabla 4 - Output de valores de carga promedio [216].	89
Tabla 5 - Output de valores de carga de pico para alto nivel de impacto [216].	89
Tabla 6 – Descripción de las propiedades mecánicas de los componentes óseos [213].	137
Tabla 7 - Resumen de la asignación de propiedades en el modelo	138
Tabla 8 - Casos de Cargas Promedio para las actividades críticas definidas por Bergmann.....	145
Tabla 9 - Casos de Carga de Pico para las actividades críticas definidas por Bergmann	145
Tabla 10 - Resumen de casos de cargas a utilizar en la simulación	155
Tabla 11 - Resumen de resultados de la técnica cementada para todos los casos de carga....	176
Tabla 12 - Resumen de resultados sobre la técnica quirúrgica de ensanchamiento femoral ..	200
Tabla 13 - Límite de elasticidad y tensión de rotura de los materiales empleados en implante y cerclajes	206
Tabla 14 - Resumen de la información extraída para el implante simulado, para los cuatro casos de carga y las dos técnicas quirúrgicas.....	207
Tabla 15 – Análisis comparativo de desplazamientos en el implante.	207
Tabla 16 - Análisis comparativo de deformaciones en el implante.	209
Tabla 17 - Análisis comparativo de tensiones equivalentes en el implante	212
Tabla 18 - Análisis comparativo de tensiones máximas en el implante.....	214
Tabla 19 - Análisis de resultados en los cerclajes empleados en la técnica de ensanchamiento femoral.	215
Tabla 20 - Estándares relativos a la verificación y validación de materiales e implantes.....	230

Introducción

1. INTRODUCCIÓN

El progresivo envejecimiento demográfico, que caracteriza a las modernas sociedades occidentales con la consecuente prevalencia de patologías degenerativas, unido a la demanda cada vez más exigente de los pacientes que aspiran a mantener un estilo de vida activo y con gran autonomía a edades avanzadas, plantean grandes retos a los cirujanos ortopédicos y traumatológicos que deben practicar intervenciones de reemplazo articular como la que ocupará a esta tesis, la artroplastia total de cadera.

Las afecciones de cadera, particularmente en la población de edad avanzada, representan un serio problema de salud mundial. Esta situación se torna mucho más dramática en países con economías precarias, donde no es posible destinar el presupuesto adecuado para lidiar con este tipo de afecciones.

Estados Unidos invierte aproximadamente un billón de dólares de forma anual para la atención de pacientes con este tipo de afecciones [1].

En los Países Bajos se invierten cerca de 213 millones de Euros anuales para un promedio de 16800 incidencias (aproximadamente 1 por cada 1000 habitantes) [2].

En la mayoría de los casos estas afecciones tienen como consecuencia largas estancias hospitalarias y ronda en ellos un importante porcentaje de fallecimientos en el primer año post operatorio, mientras otro gran porcentaje queda discapacitado.

Todo este grupo de factores, unido a la demanda cada vez más exigente de los pacientes que aspiran a mantener un estilo de vida activo y con una autonomía aceptable a edades avanzadas, plantean grandes retos a los cirujanos ortopédicos y traumatológicos que deben practicar complicadas intervenciones de reemplazo articular como la que ocupará a esta tesis.

La *luxación congénita de cadera*, denominada con más propiedad *displasia del desarrollo de cadera* (DDC), es una variación muy específica de las afecciones sobre esta articulación, y que completan otras patologías generales:

- Distensión.
- Bursitis.
- Fractura.

Esta patología comienza en las primeras etapas de formación del esqueleto, manifestándose una vez termina su maduración, como resultado de una anomalía en el desarrollo del cotilo o de las secuelas de un tratamiento fallido para su corrección.

La DDC contempla una serie de malformaciones que afectan tanto al acetábulo, como a la región proximal del fémur y a los tejidos circundantes.

La incidencia de este tipo de afección oscila entre el 1 y el 8% de nacimientos [3]. Las condiciones de contorno que intervienen en la luxación, convierten la intervención quirúrgica de las displasias de cadera (DC) en un proceso delicado y complicado que requiere un análisis específico, tanto desde el punto de vista médico, como desde el punto de vista ingenieril, y es este campo en el que se desarrollará el estudio en el presente documento.

1.1. ARTICULACIONES: TIPOS Y CLASIFICACIÓN

De cara a comprender las condiciones de contorno y eventuales restricciones de la articulación objeto de estudio, es útil realizar un breve análisis de las articulaciones existentes y su fisiología.

Atendiendo a los distintos elementos funcionales es posible encontrar distintos tipos de articulaciones en el cuerpo humano.

1.1.1. DIARTROSIS

Constituidas por un cartílago articular o de revestimiento en ambas vertientes de la articulación. Es el tipo de articulación con mayor movilidad y mayor fragilidad debido a su reducida resistencia y mayor recubrimiento [2, 4].

El tipo de movimiento permitido por la articulación varía según el tipo de diartrosis:

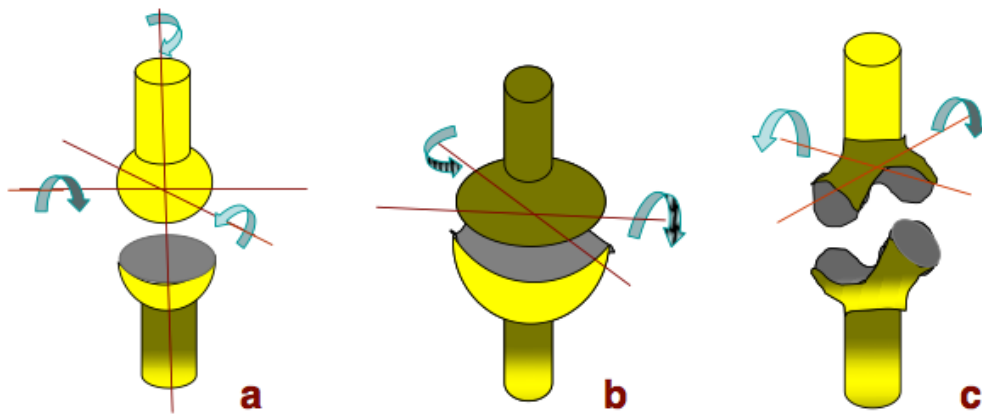


Figura 1 - Tipos de articulaciones según grados de libertad (I).

- Enartrosis: Morfológicamente compuesta por la unión de una esfera con una cavidad semiesférica hueca. Permiten el movimiento en los tres planos del espacio (Figura1.a).
- Condiloartrosis: Compuestas por la unión entre una superficie ovoidea y un alojamiento elíptico que lo alberga. Permiten todo el rango de movimientos en el espacio salvo la rotación (Figura1.b).
- Encaje recíproco: Formada por la unión de caras articulares cóncavas y convexas alternas que se ajustan recibiendo el nombre de 'silla de montar'. Cuentan con un reducido rango de movimientos y con la única restricción de la rotación (Figura1.c).

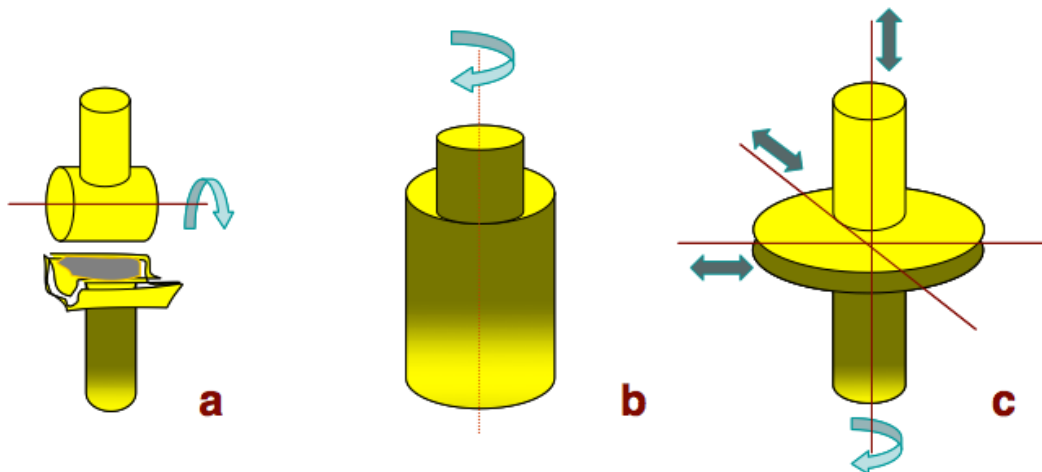


Figura 2 - Tipos de articulaciones según grados de libertad (II)

- Trocleartrosis: Constituidas por la unión de una tróclea que ajusta su garganta a la cresta troclear ubicada en la otra superficie articular. Restringidas a movimientos de flexión y extensión (Figura 2.a).
- Trocoides: Constituidas por un eje óseo y un anillo osteofibroso. Permiten únicamente el movimiento de rotación (Figura 2.b).
- Artrodia: Constituidas por superficies aproximadamente planas que deslizan una sobre otra. No posee grado de movimiento observable como tal, pero es la más móvil de las diartrosis desde el punto de vista mecánico ya que realiza traslación sobre los tres planos de referencia espacial girando, además, sobre uno de ellos (Figura 2.c).

1.1.2. ANFIARTROSIS

En estas articulaciones los movimientos son limitados, de poca amplitud y presentan las siguientes características:

- Carecen de cavidad articular.
- Las superficies articulares están recubiertas por un cartílago articular y poseen formaciones fibrosas o fibro-cartilaginosas que se interponen entre ambas superficies.
- No poseen cápsula articular, sino ligamentos periféricos que rodean la articulación.

La articulación entre dos cuerpos vertebrales y la sínfisis púbica son ejemplos de anfiartrosis.

1.1.3. SINARTROSIS

Articulaciones constituidas por uniones fibrosas que mantienen su consistencia gracias al crecimiento del hueso o a un cartílago resistente. Cuentan con un grado de movilidad muy reducido o nulo. Se distinguen en las Sinartrosis:

- Sincondrosis: el tejido que sirve de unión en la articulación es cartilaginoso, como en las articulaciones eseno-occipital, petrostiloidea y vómero-etmoidal.
- Sinostosis: fusión de dos huesos al osificarse el tejido conjuntivo que los une.
- Sinfibrosis: el tejido que sirve de unión en la articulación es fibroso.

1.2. CADERA. MORFOLOGÍA Y BIOMECÁNICA.

La articulación de la cadera, o coxofemoral, es una articulación multi-axial entre la cabeza del fémur y la cavidad cotiloidea coxal, diartrosis por definición, y que puede incluirse dentro del grupo de las enartrosis.

Une el extremo proximal del fémur al coxal soportando el peso del cuerpo tanto en situaciones estáticas como dinámicas y se trata de la articulación de mayor volumen del cuerpo humano.

La estabilidad del conjunto viene dada por la morfología del conjunto cabeza humeral – cavidad acetabular, su restricción en movimientos de traslación y por fuertes ligamentos y numerosas inserciones musculares que dotan al ser humano de carácter bípedo [5].

La articulación de la cadera está rodeada de numerosos y robustos músculos que le aportan estabilidad y movilidad [6, 7].

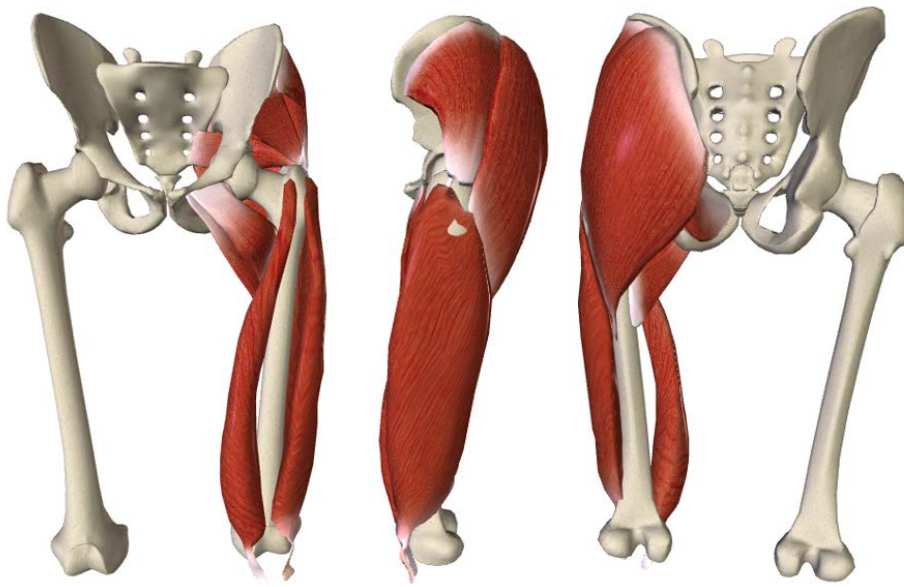


Figura 3 - Estructura muscular de la cadera izquierda [8].

1.2.1. COMPONENTES ÓSEOS

1.2.1.1. Cavidad cotiloidea

La cavidad cotiloidea es cóncava, y aloja la cabeza del fémur. Está formada por una superficie articular semi-esférica y su borde, conocido como ceja cotiloidea y que presenta a su vez tres nexos correspondientes a la unión de los tres huesos constituyentes del coxal:

- Escotadura iliopubiana.
- Escotadura ilioesquiática.
- Escotadura isquiopubiana.

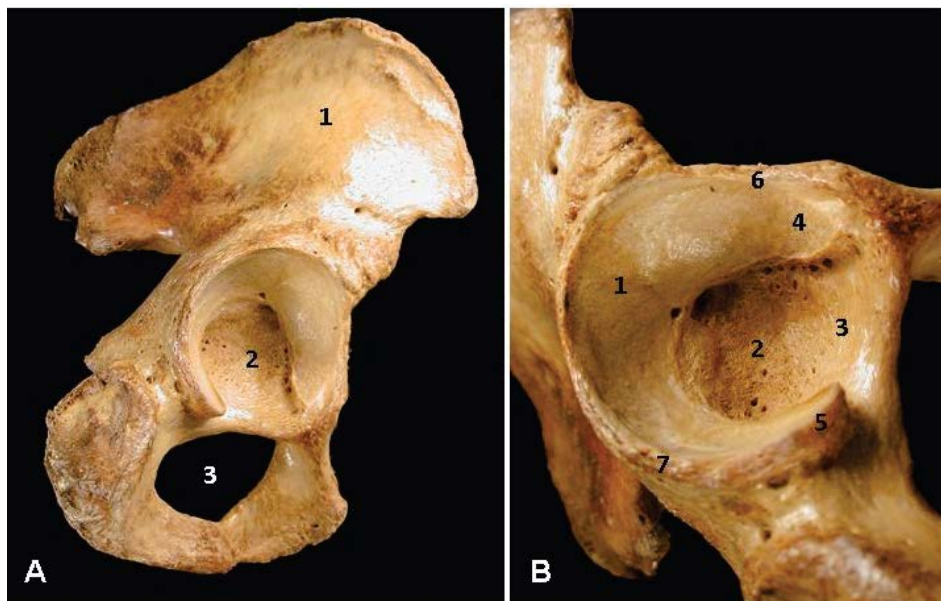


Figura 4 – A. Hueso coxal derecho, visión lateral. 1: hueso ilion. 2: acetábulo o fosa cotiloidea. 3: agujero obturado. B. Acetábulo. 1: superficie semilunar. 2: fosa acetabular. 3: escotadura acetabular o isquiopubiana. 4, 5: extremos superior e inferior de la superficie semilunar. 6, 7: Borde acetabular o ceja cotiloidea (escotaduras iliopubiana e ilioesquiática).

Es posible además diferenciar una región periférica de propósito articular, y una región profunda, no articular, conocida como fosa acetabular.

La región periférica es la verdadera superficie articular.

1.2.1.2. Región proximal del fémur

Constituida por una serie de protrusiones óseas, siendo la cabeza femoral la única constituyente de la articulación de la cadera.

Cuello y trocánteres mayor y menor sirven de inserción para componentes capsulares y ligamentarios.

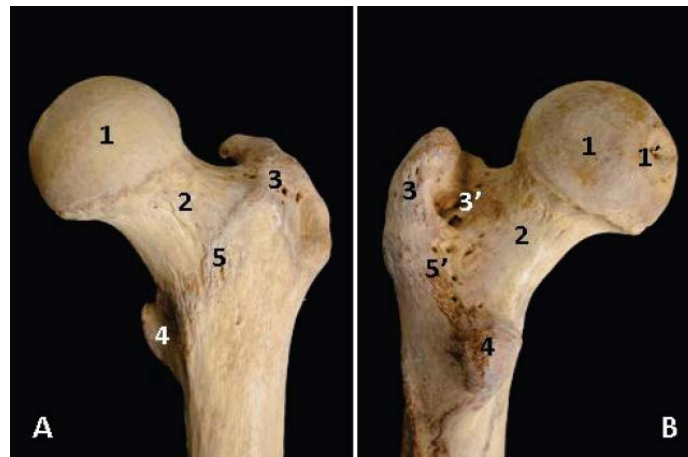


Figura 5 – Región proximal del fémur. 1: Cabeza del fémur. 1': fosita de la cabeza femoral o del ligamento redondo. 2: cuello del fémur. 3: trocánter mayor. 3': fosa trocantérea. 4: trocánter menor. 5: línea intertrocantérea.

La cabeza femoral es una extensión semiesférica (aproximadamente dos tercios) del fémur. Se encuentra soportada por el cuello anatómico femoral, que en su región distal se encuentra con la región trocantérea y continúa a su vez hacia la región diafisaria.

En su zona externa, por debajo de la cabeza, se haya el trocánter mayor, protrusión ósea voluminosa. La cara externa de la cabeza femoral es convexa y cuenta en su zona medial con una depresión conocida como fosa trocantérica.

En su zona postero-inferior se encuentra el trocánter menor, relieve cónico que se une al trocánter mayor por medio de las líneas rugosas anterior y posterior.

El ángulo formado entre diáfisis y cuello femoral es de aproximadamente $125 - 130^\circ$ en plano frontal y se conoce como ángulo *cervicodiafisario*.

El cuello del fémur forma con el plano frontal un ángulo de *anteversión* con valores entre 12 y 15° .

Es esencial para la consecución de una gran movilidad articular tener en cuenta la relación de diámetros de cuello y cabeza femoral, que es de 0.7 en la cadera humana.

1.2.2. ANEXOS A LAS SUPERFICIES ARTICULARES

Dadas las dimensiones de la cavidad cotiloidea, no es posible contener la cabeza femoral totalmente dentro de la cavidad cotiloidea.

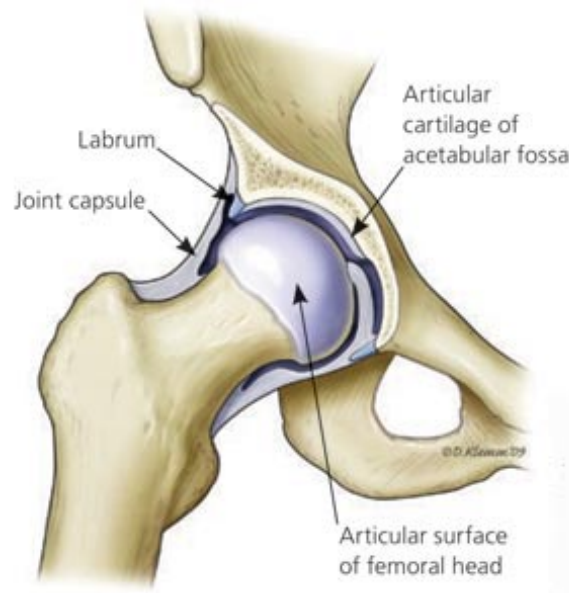


Figura 6 - Articulación de la cadera [9].

Con objeto de mantener el nexo entre ambos componentes articulares, la articulación desarrolla un anexo a su superficie articular que permite aumentar la consistencia entre cavidad cotiloidea y cabeza femoral, y que se conoce como *labrum cotiloideo o rodete acetabular*.

Se trata de un anillo de sección triangular fuertemente anclado al contorno del borde del acetábulo.

1.2.3. NEXOS

Las superficies articulares descritas se encuentran unidas por medio de una cápsula articular, reforzada por medio de los ligamentos intrínsecos y un ligamento extrínseco (ligamento de la cabeza del fémur).

La cápsula articular se inserta por uno de sus extremos en el contorno del acetábulo y rodete acetabular, y en el cuello femoral por el opuesto.

Los ligamentos intrínsecos refuerzan la articulación coxofemoral, disponiéndose dos de ellos en la cara anterior de la misma, y el tercero en la posterior.

Se distinguen de este modo:

- Ligamento iliofemoral.
- Ligamento pubofemoral.
- Ligamento isquiofemoral.

El ligamento de la cabeza del fémur se extiende desde la escotadura acetabular a la cabeza femoral, alojándose en el trasfondo del acetábulo.

Existe además una membrana sinovial, que por un lado reviste la cara profunda de la cápsula articular y se extiende hasta el límite de las superficies articulares.

En el lado coxal, reviste a la cara externa del rodete acetabular, desde la inserción capsular hasta el borde libre.

Desde el lado femoral reviste a toda la parte intra-articular del cuello, hasta el revestimiento cartilaginoso de la cabeza femoral.

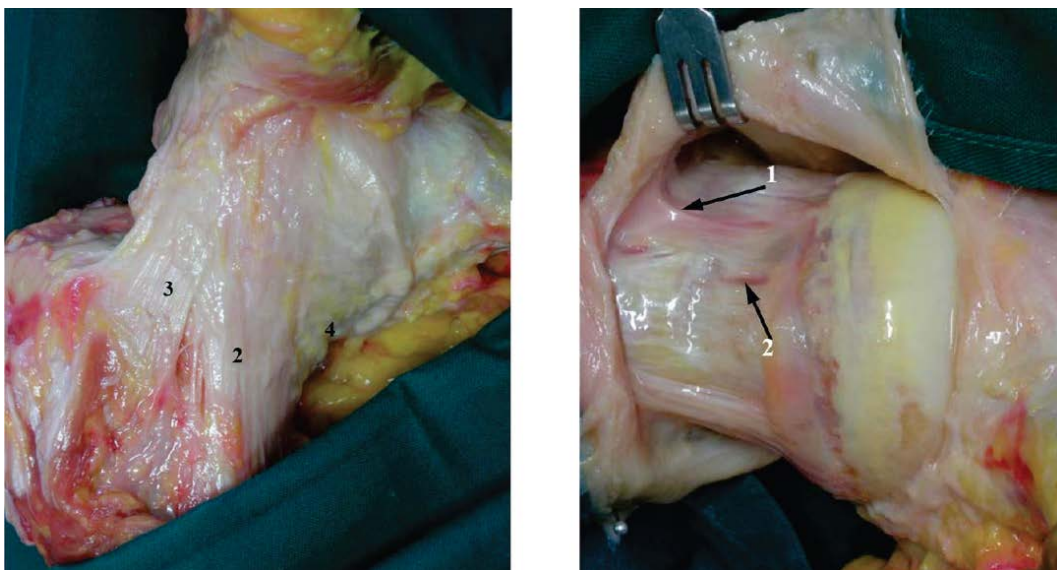


Figura 7 - Cápsula articular. Izquierda. Visión anterior de la cápsula: 2: Ligamento iliofemoral fascículo iliopretrocantéreo; 3: Ligamento iliofemoral fascículo iliopretrocantéreo; 4: Ligamento pubofemoral. Derecha. Visión anterior de la cápsula abierta. 1: Frenillos sinoviales. 2: Vasos que penetran en la cabeza.

1.2.4. CARACTERÍSTICAS

Existen, desde el punto de vista anatómico, una serie de rasgos característicos que definen la cadera.

- El cotilo ha de ser cóncavo y mostrar una osificación adecuada. Este factor se valora mediante la medición del ángulo acetabular, que oscilará entre los 30° en el recién nacido y evolucionando hasta los 0° a partir de los 4 años de edad.

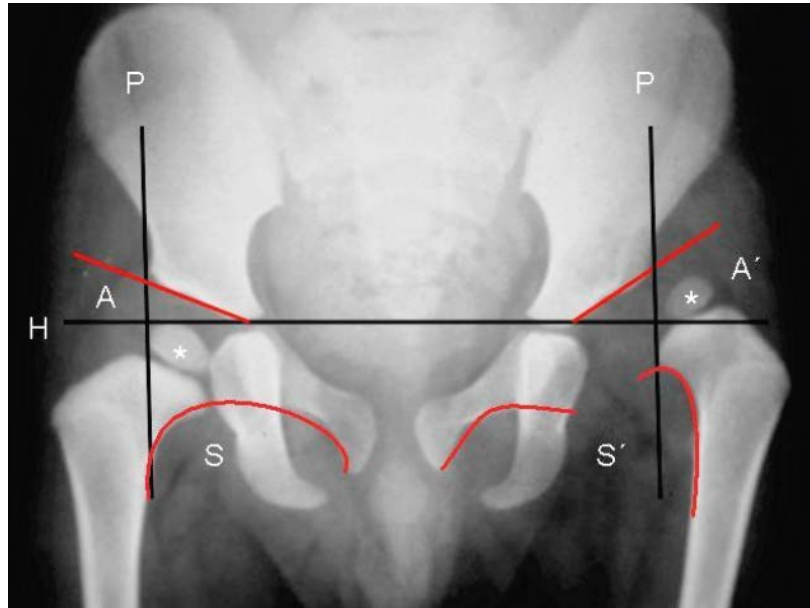


Figura 8 – Radiografía Antero-Posterior (AP) de cadera. Líneas de Hilgenreiner (H), Perkins (P), Shenton (S) y ángulo acetabular (A)

- La intersección de las líneas de Perkins (verticales) y la de Hilgenreiner (Horizontal) dividen el plano de la cadera en cuatro sectores, debiéndose mostrar tanto el centro de osificación femoral como el centro de epífisis cartilaginosa en el cuadrante ínfero-medial.
- El acetábulo ha de envolver más de la mitad de la cabeza femoral.
- El ángulo formado entre techo acetabular y pala ilíaca ha de ser mayor de 60°

1.2.5. BIOMECÁNICA

La articulación de la cadera tiene una función estática, que permite al ser humano mantenerse sobre sus dos piernas, y una función dinámica que le permite la deambulación.

La movilidad de esta articulación está directamente condicionada por su morfología, tanto en su vertiente acetabular, donde se aprecia un recubrimiento incompleto del acetábulo sobre la cabeza femoral (dos tercios de esfera), como en su vertiente femoral donde se aprecian unos ángulos entre cuello y diáfisis femoral ($125 - 130^\circ$) y una declinación respecto al eje femoral en plano horizontal ($10 - 15^\circ$) que permiten una amplitud de movimientos en todas las direcciones del espacio.

Es posible analizar los movimientos desde tres planos:

- Sagital.
- Frontal.
- Horizontal / Transverso.

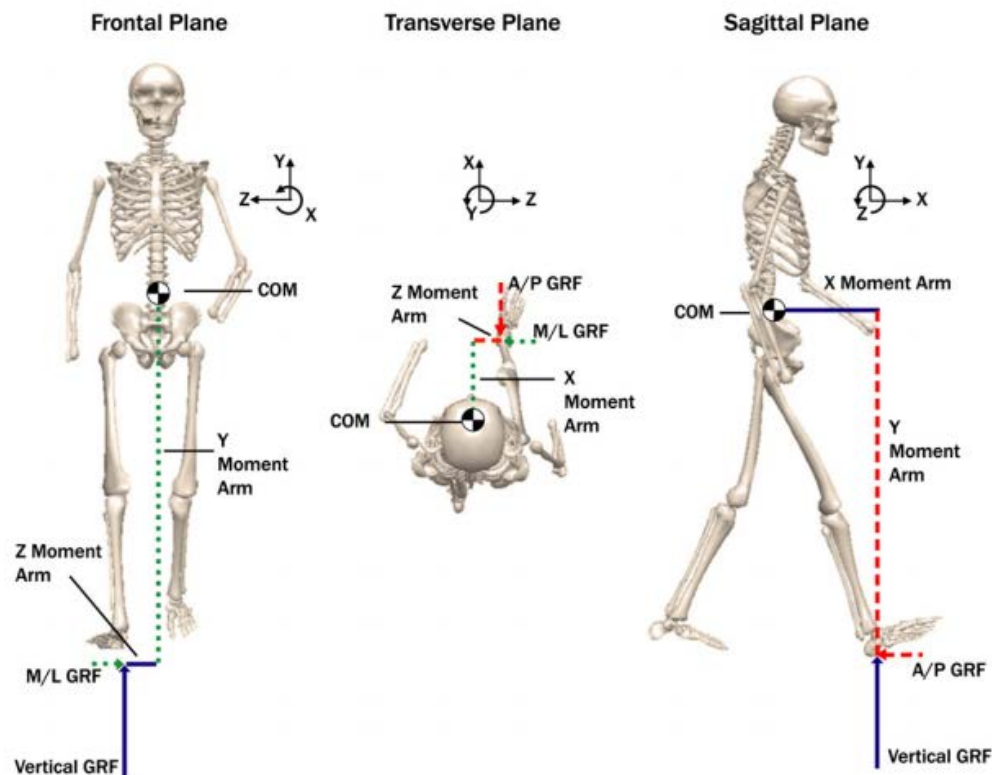


Figura 9 – Planos de análisis de movimiento [10].

La máxima libertad de movimiento se aprecia en plano sagital, donde en flexión puede alcanzar los 140° , mientras que solamente alcanza los 15° en extensión.

En plano frontal se llegan a alcanzar 30° en movimiento de abducción respecto al eje longitudinal del cuerpo, y hasta 25° en movimiento de aducción.

Estos rangos de movimiento han sido analizados por Johnston y Smidt [11] resumiendo los valores en la tabla siguiente:

Actividad	Plano de movimiento	Amplitud de movimiento (°)
Subida de Escaleras	Sagital	67
	Frontal	16
	Horizontal	18
Bajada de Escaleras	Sagital	36
Sentarse y levantarse de una silla	Sagital	104
	Frontal	20
	Horizontal	17
Agacharse para recoger un objeto del suelo	Sagital	117
	Frontal	21
	Horizontal	18
Ponerse en cuclillas	Sagital	122
	Frontal	28
	Horizontal	26
Atarse el zapato con el pie en el suelo	Sagital	124
	Frontal	19
	Horizontal	15
Atarse el zapato con la pierna cruzada	Sagital	110
	Frontal	23
	Horizontal	33

Tabla 1 - Amplitud de movimiento para distintas actividades

Estado actual del problema

2. ESTADO ACTUAL DEL PROBLEMA

El presente caso de estudio se centrará en el análisis de la vertiente femoral, en casos patológicos de DDC caracterizados por unas condiciones morfológicas que requieren de una serie de técnicas muy específicas para la restauración del estado ideal de la articulación.

2.1. DISPLASIA DE CADERA (DC)

La DC es la malformación ortopédica de gravedad más frecuente del ser humano y se puede definir como un trastorno del desarrollo en el que existe una alteración en el desarrollo de las estructuras de la articulación coxofemoral con o sin congruencia de los componentes articulares.

Se trata de una alteración articular generada por una perturbación en el desarrollo de la cadera en su etapa intrauterina antes del tercer mes de vida fetal. Se caracteriza por existir un desplazamiento de la cabeza femoral respecto a la cavidad acetabular, pudiendo permanecer fuera del acetábulo en el nacimiento o ser inestable y luxarse durante las primeras semanas de vida. Debido a ello existe un desarrollo anormal tanto en acetábulo como en cabeza femoral.

La DC no se encuentra únicamente restringida a anomalías de tipo congénito, sino que es posible encontrar casos de caderas normales en el nacimiento, que posteriormente desarrollan la displasia [12, 13].

Esta afección supone hasta un 9% de los reemplazamientos primarios de cadera y hasta un 29% de los reemplazamientos realizados en pacientes en edades en torno a los 60 años [12].

Se estima una incidencia en este tipo de patologías de aproximadamente un 8% de los nacimientos [3] y supone una de las causas más comunes que conducen a una posterior osteoartritis de la cadera [14].

La DC se caracteriza por mostrar deformidades considerables a nivel acetabular y en la región proximal del fémur.

2.1.1. CLASIFICACIÓN

La DC puede mostrar distintos grados de gravedad, pudiendo ir desde un acetábulo poco profundo hasta una dislocación total de la cabeza femoral.

El éxito de la intervención depende directamente de la magnitud de las alteraciones de la cadera en cuestión [15, 16].

En 1979 Crowe [17] propuso un sistema para la clasificación del grado de displasia, dividiendo radiográficamente las caderas en cuatro categorías en función de la medida del desplazamiento proximal de la cabeza femoral.

El desplazamiento se calcula empleando una radiografía antero-posterior (AP) de la pelvis, y midiendo la distancia vertical entre la línea que une las dos protrusiones / lágrimas acetabulares y la intersección de la cabeza femoral con el borde medial del cuello de la cadera afectada.

Se diferencian por tanto, acorde a este sistema, cuatro tipos de cadera displásica según la distancia desde la base de la protrusión acetabular a la intersección de la cabeza femoral y su cuello, que en caderas normales están aproximadamente al mismo nivel.

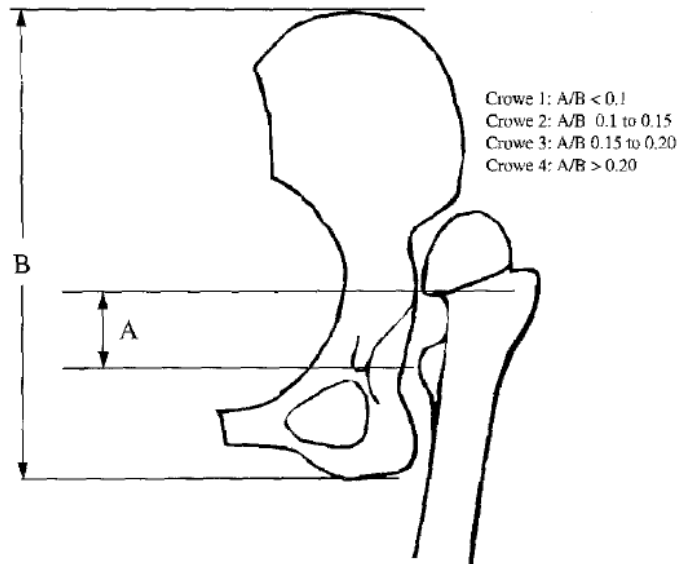


Figura 10 - Grados de división de la escala de Crowe [15].

- Grupo I: Sub-luxación de la cabeza femoral menor del 50% (desplazamiento menor del 10% respecto a la altura de la pelvis).
- Grupo II: Subluxación de la cabeza femoral entre un 50 y un 75% (desplazamiento entre un 10 y un 15% respecto a la altura de la pelvis).
- Grupo III: Subluxación de la cabeza femoral entre un 75 y un 100% (desplazamiento entre un 15 y un 20% respecto a la altura de la pelvis).
- Grupo IV: Subluxación de la cabeza femoral mayor de un 100% (desplazamiento mayor de un 20% respecto a la altura de la pelvis).

En 1988 Hartofilakidis [18, 19] plantea una clasificación alternativa de los casos de displasia y dislocación de la cadera sub-dividiéndolos en tres categorías para su seguimiento tras un eventual reemplazamiento total de cadera:

- Tipo I: Displasia. La cabeza femoral se encuentra sub-luxada y deformada, pero aún está contenida en el acetábulo original (a).
- Tipo II: Dislocación Leve. Se trata de una luxación baja, en la que la cabeza femoral articula con un falso acetábulo que cubre sólo de forma parcial el verdadero acetábulo (b).
- Tipo III: Dislocación Severa. Se trata de una luxación alta, en la que la cabeza femoral se encuentra completamente fuera del verdadero acetábulo y desplazada en dirección postero-superior (c).

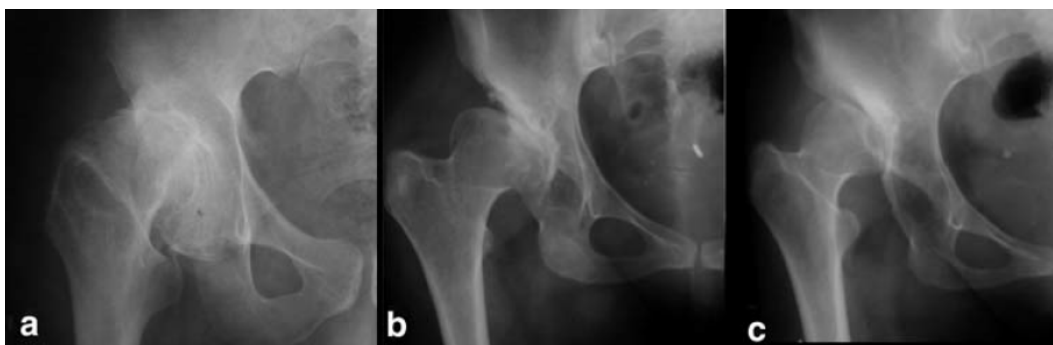


Figura 11 - Clasificación de Hartofilakidis sobre la DC [20].

Ambos sistemas se pueden considerar adecuados para una comparación de pacientes con displasia congénita de cadera [21].

2.1.2. CARACTERÍSTICAS ANATÓMICAS

Los casos de DC se caracterizan por una serie de deformidades, o alteraciones anatómicas que, clasificadas según los métodos relatados en el punto anterior, siguen unas líneas generales debido al desplazamiento de la articulación.

Cabe destacar que estas alteraciones anatómicas que caracterizan a los casos de DC contemplan, no sólo aquellas malformaciones propias de esta patología, sino también los efectos colaterales de estas primeras debidas al tratamiento empleado para su corrección:

- Alteraciones en la musculatura debido a la migración de la región proximal del fémur.
- Desplazamientos de la arteria femoral.
- Desplazamientos del nervio femoral.

Existe por tanto una serie de factores a los que ha de prestarse especial atención de cara a evitar problemas en la fase intra y post operatoria.

2.1.2.1. Alteraciones acetabulares

La región acetabular displásica muestra un ensanchamiento del hueso ilíaco, con desplazamiento lateral de las porciones superior y posterior del suelo acetabular, pérdida de esfericidad y una reducida apertura del acetábulo.

Se ven afectados los cartílagos, mostrando deformación y crecimiento anómalo en el cartílago acetabular, incluyendo el labrum [22, 23].

De cara a una correcta reconstrucción, es vital lograr una adecuada fijación del componente acetabular, ubicando este en su posición de origen en la medida de lo posible.

El hecho de contar con un acetábulo de pequeño tamaño plantea problemas que deben sortearse mediante técnicas no convencionales de reconstrucción.

2.1.2.2. Alteraciones femorales

Resulta de gran importancia el correcto conocimiento de la estructura del fémur para hacer una correcta intervención mediante una adecuada selección del implante.

La estructura típica del fémur está formada básicamente por hueso compacto, hueso trabecular, una cavidad / canal medular, médula ósea y cartilago articular.

La longitud femoral promedio es de 48 cm, con un diámetro de 2,84 cm en su zona media.

La longitud total de la cavidad medular, en hombres y en mujeres, es de aproximadamente 33,5 cm y 33,1 cm, respectivamente [24].

Las zonas más estrechas se encuentran en el extremo proximal de la cavidad medular y cuentan con una longitud aproximada de 3,55 cm (hombre) y 3,52 cm (mujer) [24].

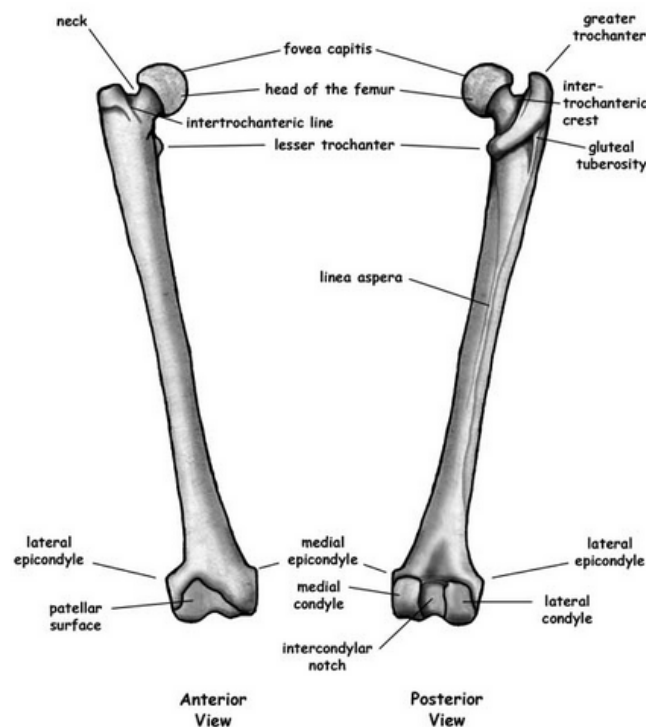


Figura 12 - Descripción de Morfología Femoral [25].

En 1988 Noble [26] diferenció tres clases de formas anatómicas predominantes típicas de la región proximal del canal femoral.

Determina Noble en su estudio *de forma visual* a qué clase pertenece cada uno de los fémures estudiados:

- "Normal" (Normal).
- "Stove-pipe" (Chimenea).
- "Champagne-flute" (Copa de champagne).

Merece la pena considerar esta clasificación femoral como un sistema orientativo dado que se trata de un análisis bidimensional, con las limitaciones que ello representa, hecho que queda probado por el estudio de Rubin [27, 28] que muestra los puntos débiles de los análisis radiológicos convencionales (RX) para la realización de una evaluación morfológica.

Existen clasificaciones alternativas basadas en el análisis mediante Tomografía Computerizada (TC) que son más precisas en su examinación [29].

El fémur displásico muestra habitualmente una cabeza femoral de pequeño tamaño, asociada con un cuello femoral corto y con una anteversión más acentuada de lo habitual [17, 30].

También se asocia al mismo un mayor estrechamiento medular, con un istmo femoral acusadamente reducido [31, 32]. Dicho estrechamiento medular se da incluso en afecciones de nivel moderado.

Sugano [33], en su estudio sobre fémures de pacientes con DC en comparación con un grupo de control independiente, concluye:

- La longitud media del fémur displásico es menor que la evaluada en el grupo de control (391 mm frente a 400 mm en el grupo de control).
- Los fémures displásicos muestran entre 10 y 14° más de anteversión que el grupo de control (22,6 mm en el grupo de control frente a 37 mm en displasias severas del grupo IV).
- La apertura del canal femoral es comparable en fémures de clase I, II y III según Crowe [17] resultando mucho más estrecha en fémures de clase IV. Se valoran como normales en el grupo de control valores de 12,8 mm en el grupo de control, llegando a medir canales de 10 mm en los grupos displásicos.
- Incluso en fémures asociados con displasias leves de cadera existen anomalías anatómicas significantes.

A medida que la severidad de la afección aumenta, aparecen deformidades añadidas que afectan tanto al tamaño como a la posición de la cabeza femoral [34, 35].

2.1.3. DIAGNÓSTICO

Es fundamental, en este tipo de patología, la realización de un diagnóstico temprano con objeto de reducir complicaciones tanto intra como post operatorias, posibles deformaciones o alteraciones severas y derivación de la afección existente a otro tipo de patologías como la artrosis.

Las principales técnicas utilizadas para realizar una evaluación precisa del estado del paciente son:

- Radiología convencional (RX).
- Tomografía Axial Computerizada (TAC / TC).
- Resonancia Magnética (RM).

2.1.3.1. Radiología convencional

Esta técnica se vale de un agente externo que permite la generación de imágenes de la zona de afección para un posterior estudio médico. Permite el estudio e identificación de anomalías y malformaciones en estructuras óseas, no siendo demasiado precisa en el proceso de identificación de partes blandas.

Mediante la RX es posible identificar y estudiar una serie de ángulos característicos de la articulación que permiten, a priori, descartar determinadas patologías.

Para el análisis de patologías de DC, se utiliza con frecuencia proyección de pelvis en decúbito, AP, y axial.

Con la ayuda de las proyecciones relatadas se permite la valoración de factores como:

- Congruencia coxofemoral.
- Inclínación pélvica.
- Ángulo cervicodiafisario: Ángulo formado por el eje del cuello femoral y el eje de la diáfisis femoral. Su valor habitual es de aproximadamente 125°.
- Ángulo de Hilgenreinher: Formado entre la tangente del cotilo y de la superficie superior de la cabeza y el plano horizontal. Resulta anormal con valores inferiores a 10°, sugiriendo la existencia de DC.
- Ángulo alfa: Es el formado por la línea del eje del cuello femoral y la que une el centro de la cabeza femoral con el punto de divergencia entre cuello femoral y cabeza femoral. Su valor habitual es de 45°, indicando atrapamiento femoroacetabular con valores próximos a 70°.

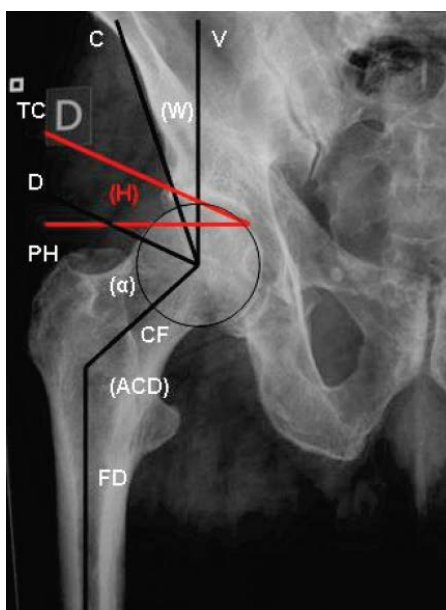


Figura 13 – Ángulos sobre radiografía AP: ACD – Ángulo Cervicodiafisario; H – Ángulo de Hilgenreinher; α – Ángulo alfa

- Ángulo de Wiberg [36]: Es el ángulo comprendido entre la vertical que pasa por el centro de la cabeza femoral y la línea que une dicho centro con el reborde del cotilo. El ángulo de Wiberg es considerado normal con valores superiores a los 25°, y patológico por debajo de los 20°.

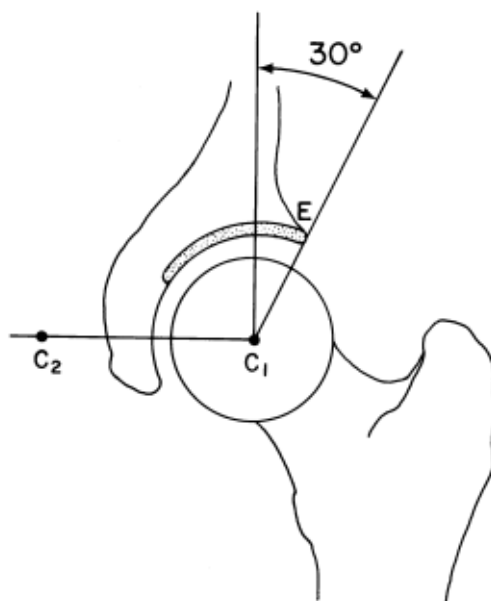


Figura 14 - Ángulo de Wiberg [37].

2.1.3.2. Tomografía axial computerizada (TAC / TC)

Esta técnica se vale igualmente de la proyección de Rayos X. Utilizando una fuente de emisión capaz de avanzar y rotar en torno al paciente se realizan cortes transversales al eje de desplazamiento y rotación de la fuente cada cierta distancia programada en función de los requisitos de reconstrucción.

La información obtenida permite reconstruir modelos en tres dimensiones de la estructura de la zona de interés a estudiar del paciente, pudiendo analizar sobre la misma las anomalías presentes e identificando fracturas, infecciones y tumores.

Resulta especialmente interesante, de cara al análisis morfológico de cadera, la valoración de la alineación de la estructura ósea.

2.1.3.3. Resonancia magnética (RM)

Esta técnica, a diferencia de las citadas anteriormente no se vale de RX, sino de un campo magnético que permite alinear la magnetización nuclear de ciertas partículas del cuerpo. La RM implica una combinación de ciencia y tecnología, incluyendo el uso de la superconductividad, criogenia y física cuántica. La RM es un método basado principalmente en la sensibilidad a la presencia y propiedades de agua, que forma la totalidad del 70 – 90% de los tejidos. Las propiedades y la cantidad de agua en un tejido pueden alterarse seriamente con cualquier enfermedad, lo que hace de esta técnica una opción realmente apropiada como elemento de diagnóstico [38].

La técnica de RM, igual que los métodos descritos anteriormente, permite la reconstrucción de modelos en tres dimensiones de gran calidad. Esta técnica permite la visualización de todas las

estructuras que forman la articulación de la cadera en cualquier plano del espacio, lo que proporciona una gran cantidad de información durante la evaluación de posibles patologías de esta articulación.

Mediante esta técnica, es también posible la evaluación de los elementos y valores descritos en puntos anteriores:

- Superficies articulares.
- Cartílago articular (alteraciones en el labrum [39], con carácter prominente, y degeneración intralabral).
- Tendones y ligamentos de la cadera.
- Bursas.
- Nervio Ciático.

2.1.4. TRATAMIENTO

El proceso de decisión en el contexto de la elección del tratamiento más adecuado para las patologías de cadera y la evaluación de posibles condiciones post-traumáticas es de vital importancia.

A pesar de que las técnicas de reconstrucción total de cadera han resultado “milagrosas” para una larga lista de pacientes alrededor del mundo, ha de admitirse que ni los implantes, ni las técnicas disponibles en la actualidad, en particular en lo que a largo plazo se refiere, cumplen con todos los requisitos deseables.

Es por tanto importante dedicar un considerable espacio de tiempo para la realización de un minucioso análisis sobre el procedimiento más adecuado antes de tomar una decisión terapéutica [40].

Las posibles alternativas quirúrgicas pueden ser *artroplásticas* (no conservadoras) y *no artroplásticas* (conservadoras).

Las técnicas quirúrgicas artroplásticas son las más agresivas, y deben reservarse para aquellos pacientes con daños articulares avanzados y con limitaciones para la realización de actividades de la vida diaria.

2.1.4.1. Tratamiento conservador

Las DC asintomáticas, o con mínimos síntomas, deben tratarse de forma conservadora.

En general, las opciones quirúrgicas no artroplásticas contempladas actualmente se pueden resumir en:

- Cirugía artroscópica.
- Osteotomía pélvica.
- Osteotomía femoral.
- Arthrodesis.
- Resección artroplástica de la cabeza femoral.

En 1972 se desarrolló la escala de Tönnis para la clasificación radiográfica de la cadera displásica [41, 42].

La escala establece 4 grados:

- *Grado 0*: No hay signos de artrosis.
- *Grado I*: Aumento de la esclerosis de la cabeza femoral y el acetábulo con disminución leve del espacio articular y pequeños osteofitos.
- *Grado II*: Pequeños quistes en cabeza femoral o acetábulo, disminución marcada de la altura del cartílago articular, ligera deformidad de la esfericidad de la cabeza femoral.
- *Grado III*: Grandes quistes en cabeza femoral y acetábulo, disminución severa de la altura del cartílago articular o colapso de espacio articular, severa deformidad de la cabeza femoral, necrosis avascular.

De este modo, en función de los distintos grados establecidos pueden establecerse las correspondientes opciones terapéuticas:

- Artroscopia de cadera: Indicada en pacientes con anomalías óseas leves, pero con posible patología intra-articular. Reparación de lesiones labrales y mínimas gibas femorales. Reservada a casos clasificados bajo el *grado I* en la escala de Tönnis.
- Osteoplastia femoroacetabular: Reparación de lesiones labrales, gibas femorales y paredes anteriores acetabulares excesivas. Reservada a casos clasificados bajo el *grado II* en la escala de Tönnis.
- Osteotomía correctora femoral y acetabular: Restitución de la congruencia articular en caderas que no muestran cambios degenerativos severos. Reservada para casos clasificados bajo el grado I y II de Tönnis.
- Artroplastia de cadera: Reservadas para casos clasificados bajo el grado III de Tönnis. Reparación de malformaciones y anomalías severas que no pueden ser tratadas utilizando técnicas de conservación articular.

2.1.4.2. Tratamiento no conservador

Las técnicas no conservadoras son las más agresivas, y deben reservarse para aquellos pacientes con daños articulares avanzados y limitaciones para la realización de actividades de la vida diaria.

La reconstrucción articular de una cadera con DC, sea cual sea el grado de severidad de la misma, es un proceso realmente complejo [17, 31], debido a la contractura de las partes blandas que impiden la colocación de componentes protésicos en su posición anatómica normal.

Existe riesgo de desgaste del polietileno de alta densidad utilizado en la cavidad acetabular así como la posible rotura del implante [43], sin embargo en la actualidad se dispone de soluciones técnicas que permiten obtener buenos resultados en la mayoría de los casos.

Ciertos casos de DC pueden reconstruirse mediante artroplastia total de cadera en su técnica tradicional, sin embargo los problemas de estabilidad tras la operación pueden persistir, y en caso de no lograrse una estabilidad biomecánica adecuada de la articulación, la situación deriva en un aflojamiento de la región acetabular en etapas muy cercanas a la fase de post-cirugía [17].

2.1.4.2.1. Artroplastia total de cadera

La artroplastia total de cadera (ATC) es el procedimiento ortopédico más exitoso que se realiza hoy en día en términos de rendimiento y de evaluación del factor riesgo-beneficio. Se trata de una intervención altamente efectiva para disminuir el dolor, mejorar la funcionalidad y sobre todo optimizar la calidad de vida de los pacientes con este tipo de patologías [44].

Hace poco más de 100 años se realizó el primer intento para tratar quirúrgicamente la artritis de cadera. Wiles desarrolló el primer reemplazo total de cadera en 1938 [45], suponiendo el precedente del género de intervenciones de la era moderna.

Se desarrollaron de forma posterior intentos de reconstrucción de articulaciones artríticas destruidas, sin ningún tipo de éxito.

Sir John Charnley, cirujano ortopédico británico, desarrolló los principios fundamentales de la cadera artificial y se considera el padre de la ATC. Diseñó una prótesis de cadera a finales de los sesenta que todavía puede tener su indicación hoy en día.

Charnley revolucionó las intervenciones de cadera con la introducción de su implante, contribuyendo a la evolución del reemplazo total de cadera en tres puntos:

- Implantación del concepto de artroplastia de bajo nivel de fricción.
- Introducción del cemento acrílico para la fijación del implante al hueso vivo.
- Introducción del polietileno de alta densidad como material adecuado para simular y reemplazar las articulaciones.

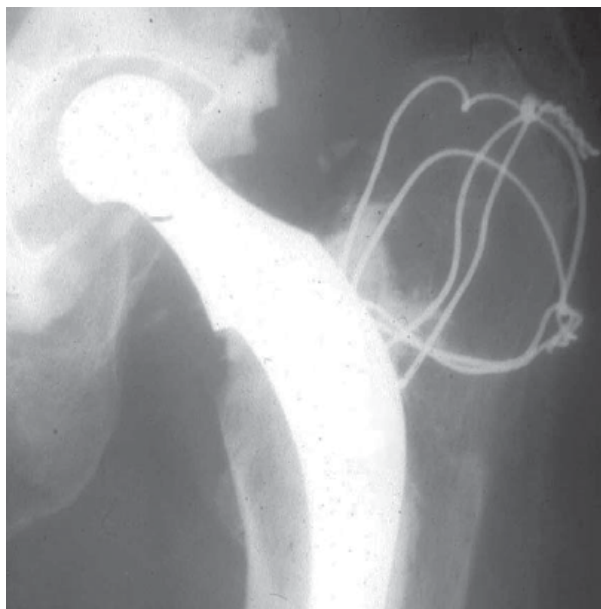


Figura 15 - Detalle de ATC con prótesis de Charnley

Revisando los resultados de la artroplastia de baja fricción de Charnley, se reportan niveles de supervivencia entre 77 y 81% [46, 47]. Estos datos, y la evolución del sistema, apoyan la observación de Coventry en 1991 donde citaba el reemplazo total de cadera como el posible *Sistema de Intervención Quirúrgica Ortopédica del Siglo* [48].



Figura 16 - ATC con implante de Charnley

El número de implantes realizados sigue incrementándose, debido tanto al aumento de la esperanza de vida de la población como al éxito del procedimiento, estimándose unas 500.000 ATC anuales en todo el mundo.

Es imperativo para los profesionales de la salud utilizar la medicina basada en la evidencia, integrando la literatura científica, la experiencia clínica y las preferencias de los pacientes, para seleccionar las intervenciones y tratamientos más efectivos con el fin de mejorar la recuperación del paciente después de un reemplazo articular [49]. La decisión para realizar una ATC debe tomarse teniendo en consideración tanto los riesgos como los beneficios potenciales.

La comprensión minuciosa tanto del procedimiento como de los resultados esperados es una parte importante del proceso de decisión, por lo que en el paciente adecuado la ATC puede ser una intervención que cambia su vida al reducirse el dolor y mejorar la función articular.

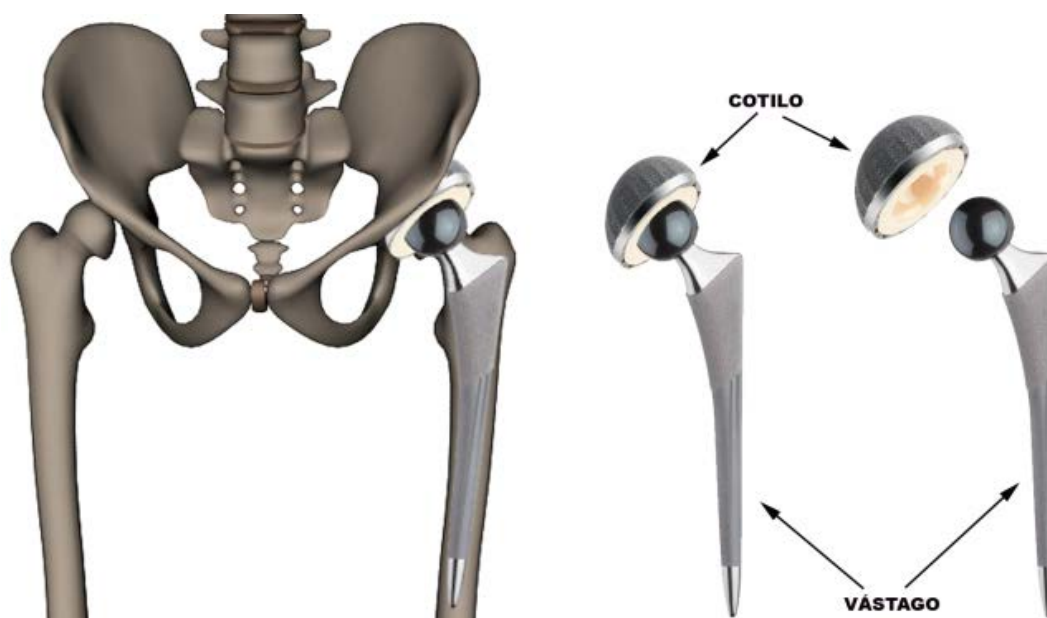


Figura 17 - Descripción de componentes empleados en una ATC

Las ATC se realizan utilizando un componente femoral, un componente acetabular y una superficie de carga o rozamiento.

La mayoría de sistemas disponibles actualmente son modulares, con componentes independientes, femorales (vástago y cabeza) y acetabulares (cúpula e inserto), lo que proporciona al cirujano una enorme flexibilidad intraoperatoria ante cualquier dificultad:

- Cúpula hemisférica, generalmente metálica, como reemplazo al acetábulo propio del paciente.
- Inserto colocado sobre la cavidad de reemplazo del acetábulo, generalmente de polietileno, que acogerá el reemplazo de la cabeza femoral.
- Cabeza femoral (metálica o cerámica) de reemplazo para la cabeza femoral del paciente.
- Vástago femoral insertado en el canal femoral del paciente, estabilizando la articulación.

Existen gran variedad de modelos disponibles que reflejan diferentes filosofías en relación con el tipo de fijación, diseño y materiales. En el proceso previo a la intervención, el cirujano tiene a su disposición diferentes opciones que le permitirán reconstruir las superficies de la articulación.

2.1.4.2.1.1. Materiales utilizados y pares de contacto

Para reproducir un movimiento fluido, ha de existir una combinación adecuada de materiales, adaptados a la situación del paciente y de la fractura, y capaces de soportar una serie de actividades y casos de cargas determinados.

En la actualidad, el polietileno, el metal y la cerámica forman parte de las configuraciones más comunes presentes en la articulación de cadera. Cada combinación tiene sus ventajas y beneficios específicos que cada cirujano sabrá adecuar a sus necesidades.

- Polietileno: El polietileno es un material muy adecuado para la articulación de cadera, que ha sido utilizado en implantes ortopédicos durante décadas.
- Cerámica: Los implantes con pares cerámica – cerámica son una alternativa adecuada para la sustitución total de cadera habiendo demostrado tener excelentes propiedades frente al desgaste, lo que hace que les proporciona un rendimiento óptimo a largo plazo.
- Metal: Los implantes de cadera con pares Metal-Metal están diseñados para soportar las exigencias de los estilos de vida más activos. Estos implantes cuentan con una cabeza esférica metálica que se desliza en una cavidad de metal, lo cual proporciona una óptima resistencia frente al desgaste.

El éxito a largo plazo de la ATC depende de la fijación del componente protésico y de la cantidad de restos de desgaste generados por la superficie de carga, por lo que los esfuerzos para mejorar la función y la supervivencia de las prótesis se han centrado en estos importantes aspectos.

Las preocupaciones sobre los restos de desgaste del polietileno y la *osteólisis*, asociados con las superficies de carga tradicionales metal-polietileno, han supuesto la aparición de superficies de carga con pares de fricción alternativos como el metal-polietileno entrelazado, metal-metal y cerámicos. El *polietileno entrelazado* ha demostrado mayor resistencia al desgaste y actualmente es el utilizado más frecuentemente [50].

Las articulaciones de cerámica-polietileno, que emplean polietileno entrelazado, producen menos fricción y menos partículas de desgaste [51]. Diferentes estudios [52] han demostrado que a los dos o tres años de la sustitución no hay casi desgaste detectable radiológicamente.

Los pares metal-metal producen menos fricción y tienen menos tasas de desgaste, por lo que se emplean en pacientes jóvenes y activos. Estudios con seguimientos de 5 a 10 años han demostrado resultados excelentes [53].

La fijación de los componentes protésicos al hueso puede conseguirse mediante dos técnicas distintas, definiendo por tanto dos vertientes diferentes en cuanto al desarrollo, tanto de técnicas quirúrgicas, como de implantes específicos:

- Fijación cementada (utilizando cemento óseo como nexo de fijación entre componentes de sustitución y hueso).
- Fijación basada en la osteo-integración (crecimiento óseo en la superficie porosa del implante que ha sido ajustado al hueso).

2.1.4.2.1.2. Implantes cementados

Los componentes femorales cementados fueron el tipo de implante ideal hasta finales de los ochenta. Son apropiados para pacientes ancianos, con baja demanda física y pobre stock óseo.

Glück, cirujano Alemán, fue el primer investigador en aplicar la cementación para conseguir una mejor fijación de componente óseo e implante en un reemplazo total de rodilla en 1891 [54, 55]. Fue posteriormente Charnley a finales de los 50 quien introdujo y popularizó el uso del Polimetil Metacrilato (PMMA) como método de cementación en las prótesis de cadera [56].

Esta modalidad de reemplazo total de cadera es altamente dependiente de la técnica dado que es el cirujano quien prepara la mezcla que servirá como elemento de fijación del implante en el hueso del paciente. Es importante notar que aunque la composición química de los elementos de cementación se ha mantenido prácticamente invariable con el paso de los años, la técnica de cementación ha cambiado de forma sorprendente.

Los métodos de cementación en la era temprana de la técnica contaban con una pobre penetración en el hueso trabecular y generaban capas inadecuadas de asiento para el implante. El elemento de fijación es una pasta, no un pegamento y la fijación se consigue por bloqueo mecánico más que por adhesión.

Las técnicas de cementación contemporáneas incluyen una limpieza del canal intramedular, inserción retrógrada, y una prolongada presurización del componente de cementación para optimizar el micro-bloqueo mecánico entre implante y componente de cementación – hueso.

La técnica cementada se caracteriza no sólo por la utilización de un componente de fijación implante-hueso, sino también por una morfología determinada en los implantes utilizados.

Los implantes cementados cuentan con superficies altamente pulidas y una sección transversal que se estrecha de extremo proximal a distal, facilitando el asentamiento del componente de inserción con la capa de cemento.

2.1.4.2.1.3. Implantes no cementados

El fallo de vástagos cementados, implantados mediante técnicas de cementación de primera generación era frecuente, y asociado habitualmente con áreas localizadas de destrucción de hueso y osteólisis. Se apostaba por la infección como la causa más probable [57], aunque no fue hasta años más tarde cuando se atribuyó a inflamaciones locales debidas al desprendimiento de partículas del cemento empleado. A principios de los 70, se comenzaron a realizar análisis del tejido afectado en estas áreas, observando la presencia de restos de cemento, y asumiendo directamente el hecho del aflojamiento prematuro de los implantes debido a la llamada “enfermedad del cemento” [58-60]. Debido a este hecho se pensó que el futuro de los reemplazamientos totales de cadera pasaba por el desarrollo de prótesis que pudieran ser implantadas sin la necesidad de cemento, tanto en región acetabular como en región femoral. Eliminando la utilización de cemento, se eliminaría el principal modo de fallo de las prótesis cementadas.

Surgen así los implantes no cementados, diseñados para proporcionar una estabilidad inicial adecuada y ayudar al hueso a integrarse con el implante. Los implantes no cementados son los componentes de elección en pacientes jóvenes y con buen stock óseo.

Se diseñan vástagos con superficie porosa o con un acabado superficial *vasto* que permite un buen anclaje del implante con el hueso. Una vez el implante se encuentra integrado con el hueso, este permitirá una transmisión *normal* de cargas a través de la articulación.

Los primeros diseños eran cilíndricos y con un extenso recubrimiento poroso en toda la longitud del implante, lo que lograba un buen crecimiento óseo en torno al implante en la zona diafisaria, sin embargo este tipo de implantes estaban asociados a altas tasas de atrofia cortical y prematura pérdida de hueso, contando con pacientes aquejados de dolor en muslos probablemente debido a una incompatibilidad entre un implante rígido y un fémur biológicamente flexible [61, 62].

Se realizan intentos de mejora de los resultados de este tipo de implantes diseñando implantes que siendo aún cilíndricos en su parte distal, contaban con una región porosa que se ensanchaba hacia la zona proximal, ubicada en la región metafisaria. El propósito de esta idea era lograr una fijación biológica en esta área que mejorara la transmisión fisiológica de cargas y proporcionara protección ante tensiones proximales [63]. Se asocian estos diseños con altas tasas de fallo asociadas a osteólisis en la zona distal del implante. La causa de esta osteólisis era el desprendimiento de partículas de polietileno que accedían a dicha zona a través de los canales del recubrimiento poroso [64]. Esto condujo al desarrollo de implantes con recubrimientos porosos circunferenciales en la zona proximal, que eliminarán el acceso a través del canal femoral de cualquier tipo de partículas.

Diferentes formas y materiales han sido utilizadas en este tipo de implantes. En general, todos los componentes no cementados se diseñan confiando su robustez a la fijación metafisaria, diafisaria, o a una combinación de ambas.

Mejorías en la tecnología del implante no cementado han incluido:

- Uso de capas porosas circunferenciales.
- Una tendencia hacia aleaciones metálicas menos rígidas y biológicamente más inertes (aleaciones de titanio).
- Un mayor uso de la *modularidad* para permitir la adaptación del implante a las diferentes morfologías óseas.
- Compensadas opciones de tamaño de la cabeza femoral y diferentes opciones de superficies de rozamiento con la cabeza femoral.

Estas ventajas han dado lugar a una opción de vástagos femorales que son biológicamente inertes, tienen excelentes propiedades de *osteointegración* ósea y son más similares a los modelos de elasticidad del hueso.

A pesar de que existe una enorme variedad de diseños de prótesis no cementadas en el mercado, todas se pueden clasificar principalmente en tres grupos:

- Implantes anatómicos.
- Implantes cuya sección transversal se estrecha hacia extremo distal.
- Implantes cilíndricos.

Los implantes *anatómicos* se diseñan con una curvatura AP que se ajusta al arco natural del fémur. Este tipo de implantes se diseñaron en torno a la idea de que un implante con curvatura lograría una buena estabilidad inicial en un hueso curvado y por consiguiente mejoraría la osteointegración. La idea principal con el diseño anatómico era la de permitir una mejora en la distribución fisiológica de cargas

hacia el fémur, reduciendo por tanto el dolor distal de muslos en los pacientes y el fenómeno de *stress shielding*. Desafortunadamente el resultado tras la utilización de este tipo de implantes mostraba mayores índices de dolor distal de muslos y de *stress shielding* que los implantes con diseño tradicional [65, 66].

Los implantes con *estrechamiento* se valen de la osteointegración proximal de hueso trabecular y de tres puntos de fijación del vástago para obtener una estabilidad inmediata. Se muestran en ciertos casos dolor de muslos pero bajo un índice mucho menor en comparación con los implantes de tipo anatómico.

Los implantes cilíndricos requieren soporte sobre la región cortical distal para lograr una estabilización inmediata. Una fijación distal adecuada, y una correcta osteointegración proporcionan un mayor brazo de palanca que permite resistir esfuerzos torsionales comparables con vástagos con un recubrimiento poroso proximal. Para lograr una correcta fijación distal, el implante debe rellenar el canal medular en la mayor medida posible, lo que implica la utilización de implantes de gran tamaño. La rigidez del vástago depende del módulo elástico del material y es proporcional a la cuarta potencia del diámetro, de modo que un incremento del diámetro aumenta de forma drástica la rigidez del vástago. Este hecho está directamente relacionado con dolor distal de muslos y con *stress shielding* proximal.

La frecuencia del dolor de muslos se reporta entre un 19 y un 40%, encontrando como causa de este dolor el gran tamaño del vástago, el recubrimiento poroso distal y el tipo de material utilizado en el vástago [61, 62].

2.1.4.2.1.4. Rendimiento

Los avances tanto en las técnicas de *cementación femoral* como en el diseño de los vástagos *cementados* han conseguido resultados de supervivencia a los 10 años casi perfectos (98%), y una buena supervivencia (93%) a los 25 años de la intervención [67, 68].

En general, los resultados a largo plazo de artroplastias totales de cadera no cementadas son pobres en comparación con las homólogas cementadas [69], contando con datos satisfactorios de supervivencia a medio plazo [70-73].

En el componente *acetabular* las tasas de supervivencia promedio a los 10 años de la intervención son similares para las técnicas cementadas (95%) y no cementadas (95-100%); sin embargo, a los 15 años las técnicas no cementadas (85-94%) cuentan con mejores resultados que las cementadas (70-95%) [67, 74-76].

En definitiva, tanto los vástagos *cementados* como los *no cementados* pueden ser considerados el patrón por defecto para la supervivencia a largo plazo. En cualquiera de los casos, la estabilidad del implante es crítica para el éxito y la supervivencia de la intervención, tanto en su vertiente femoral como acetabular. Las líneas de investigación actuales están centradas en la creación de un estímulo osteogénico que mejore la osteointegración y elimine los defectos óseos [77-79].

2.1.4.2.1.5. Indicaciones y contraindicaciones

La ATC está indicada en pacientes con patología de cadera de dolor persistente e incapacitante y con una disminución significativa de las actividades de la vida diaria y de calidad de vida, en los que ha fracasado un tratamiento *conservador* o quirúrgico previo. Aquellos pacientes con una importante deformidad y limitación de la movilidad pueden ser también candidatos al reemplazo articular si la discapacidad resultante es considerable.

La edad del paciente no es una contraindicación para realizar una artroplastia, y ésta se puede indicar por tanto en sujetos de todas las edades (excepto antes de la finalización del crecimiento) sin embargo debido a la posibilidad de fallo del implante con el tiempo es preferible atrasar el procedimiento lo máximo posible.

La ATC está contraindicada en casos de infección activa (local o sistémica), enfermedades médicas preexistentes significativas (infarto agudo de miocardio reciente o angina inestable, insuficiencia cardíaca o anemia severa), inmadurez esquelética, paraplejia o tetraplejia y debilidad muscular permanente o irreversible en ausencia de dolor.

La ausencia de masa muscular abductora de la cadera, un déficit neurológico progresivo y la obesidad mórbida son consideradas contraindicaciones relativas.

2.1.4.2.1.6. Complicaciones

La mayoría de complicaciones tras una ATC son poco frecuentes, y pueden ser prevenidas y tratadas fácilmente.

Existen múltiples complicaciones que se pueden producir durante y después de una ATC, tanto en el postoperatorio inmediato como a largo plazo.

2.1.4.2.1.6.1. Intraoperatorias

Entre las complicaciones *intraoperatorias*, relativamente específicas de este tipo de cirugía, cabe destacar las descritas a continuación.

2.1.4.2.1.6.1.1. Fracturas

Su incidencia varía del 0,1 al 1% en el caso de componentes cementados y del 3 al 18% para los no cementados [80]. La mayoría se producen en el fémur y pueden requerir osteosíntesis con tornillos o placas.

2.1.4.2.1.6.1.2. Lesiones nerviosas

La incidencia en las ATC primarias oscila entre el 0 y el 3% [81]. La más frecuente es la lesión del nervio ciático, siendo la rama peroneal más susceptible de lesionarse que la tibial. También pueden verse afectados los nervios: femoral, obturador y glúteo superior.

La cirugía previa, las DC, el alargamiento de extremidades, la obesidad y el sexo femenino son factores de riesgo. La causa es desconocida en un 50% de los casos, pero en otros puede ser producida por compresión, traumatismo directo, excesivo alargamiento de la extremidad, isquemia, lesión térmica posterior a la cementación o luxación. En caso de sospecharse compresión por hematoma, excesivo alargamiento o laceración nerviosa puede ser necesaria la revisión quirúrgica.

El pronóstico de recuperación es variable y está directamente relacionado con el grado de lesión. La recuperación completa se produce en aproximadamente el 41% de los casos, y en otro 44% sólo persiste un déficit leve. El 15% restante presentará como secuelas paresia muscular y/o disestesias persistentes con afectación de la marcha [82].

2.1.4.2.1.6.1.3. Lesiones vasculares

Su incidencia, aunque relativamente reducida (del 0,2 al 0,3%), puede ser grave [83]. Pueden verse afectados los vasos ilíacos y femorales y las arterias femoral profunda, obturadora y glútea superior.

2.1.4.2.1.6.1.4. Hipotensión relacionada con el uso de cemento femoral

Su incidencia es inferior al 5%. Los vástagos femorales largos son un factor de riesgo importante [84]. La principal causa es la embolización de grasa y restos medulares óseos.

2.1.4.2.1.6.2. Postoperatorias

Se relatan a continuación las diferentes complicaciones *postoperatorias*.

2.1.4.2.1.6.2.1. Enfermedad tromboembólica

Es la complicación que presenta el riesgo más elevado de mortalidad tras una ATC.

La incidencia de trombosis venosa profunda de extremidades inferiores varía del 7 al 8% [85].

2.1.4.2.1.6.2.2. Infección

Es la complicación más devastadora y costosa, y su incidencia en la ATC primaria varía del 0,4 al 1,5%.

En determinados casos, tras la retirada de la prótesis, será necesaria una artrodesis.

A pesar del tratamiento la reinfección puede ser recurrente en tasas del 25% a corto y largo plazo [86].

2.1.4.2.1.6.2.3. Luxación

La incidencia global en las *artroplastias* primarias varía entre 0 y 2% [87]. La mayoría de las luxaciones son posteriores, típicamente producidas por maniobras de flexión, aducción y rotación interna de la pierna, mientras que las luxaciones anteriores son menos frecuentes y se producen en extensión, aducción y rotación externa.

Históricamente, la tasa de luxación en abordajes posterolaterales siempre ha sido mayor que la de los abordajes laterales modificados. Un abordaje posterolateral con reparación de la cápsula posterior puede disminuir la incidencia a menos del 1% y ser comparable al abordaje lateral modificado [87].

Además del abordaje quirúrgico, otros factores de riesgo de luxación pueden ser el *diseño, la orientación y el alineamiento* del implante, así como el estado de los tejidos blandos, en especial de los abductores. Además, factores propios del paciente que se asocian con riesgo elevado de luxación son el sexo femenino, la edad y el antecedente quirúrgico previo [88].

El tratamiento depende de la causa y dirección de la luxación. El primer episodio de luxación puede tratarse mediante reducción cerrada simple. Estas luxaciones precoces (en los tres primeros meses del postoperatorio) suelen tratarse con éxito sin recurrencia en el 60 a 70% de los casos [88].

En las luxaciones de repetición puede ser necesaria una órtesis durante algún tiempo. En el caso de que la luxación sea debida a un fallo o a la mala alineación del implante, excesiva laxitud del tejido blando o inestabilidad recurrente, el tratamiento quirúrgico es a menudo necesario. Si la causa está bien definida, en el 80% de los casos la reintervención tendrá éxito.

2.1.4.2.1.6.2.4. Osteólisis y desgaste

La osteólisis es el proceso mediante el cual el hueso se reabsorbe como respuesta biológica a los restos generados por el desgaste, y es esta la complicación a largo plazo más frecuente después de una ATC y la causa más significativa de fallo o fracaso del implante.

La incidencia de esta complicación varía ampliamente dependiendo de múltiples factores, como los materiales y el diseño del implante, el tipo de fijación y la técnica quirúrgica. Suele ser asintomática a menos que evolucione a un aflojamiento aséptico. Cuando se acompaña de dolor generalmente refleja pérdida de fijación del implante o una fractura patológica, y en ocasiones puede ser consecuencia de una sinovitis reactiva. Patogénicamente los restos producidos por el desgaste son fagocitados por macrófagos que al activarse liberan factores osteolíticos y estimulan los osteoclastos reabsorbiendo el hueso circundante [89, 90].

Como consecuencia de esta complicación se pueden producir *micromovimientos* que a su vez liberarán restos de desgaste adicionales, y ello conducirá a la pérdida de fijación del implante, fracturas patológicas, etc.

Para prevenir esta complicación, y dado que el origen más frecuente de restos es el desgaste del polietileno de la articulación entre la cabeza femoral y el acetábulo, nuevos polietilenos con mayor resistencia al desgaste y la alternancia de las superficies de carga, como cerámica sobre polietileno, cerámica sobre cerámica y metal sobre metal, se han utilizado para intentar reducir o eliminar el desgaste y los restos. El seguimiento clínico a largo plazo es necesario para valorar los resultados. Actualmente, una vez se ha producido la osteólisis y si el paciente es sintomático, el tratamiento de elección es quirúrgico.

2.1.4.2.1.6.2.5. Aflojamiento aséptico

La pérdida de fijación o aflojamiento aséptico es el principal problema a largo plazo después de una ATC.

Aunque la principal causa es el desgaste de los componentes protésicos, otras posibles causas son la pobre estabilidad inicial del implante, la baja calidad del diseño, factores relativos al paciente (edad, peso, nivel de actividad, enfermedades médicas previas, etc.) y fallos de la fijación.

En las prótesis no cementadas una mala técnica de cementación, la *fatiga* o rotura del cemento pueden ser una causa. En conjunto, la incidencia es muy variable. Los avances en las características de las superficies de carga, diseños de las prótesis, técnicas quirúrgicas y selección de los pacientes han supuesto una disminución de la incidencia. Clínicamente pueden no existir síntomas, pero en muchas ocasiones el aflojamiento aséptico está asociado al dolor.

El aflojamiento del componente femoral típicamente produce dolor profundo en la cara proximal e interna del muslo, que empeora con la carga de la extremidad.

2.1.4.2.1.6.2.6. Fractura periprotésica

Es una complicación postoperatoria rara cuya incidencia en las *artroplastias* primarias es menor del 1%. Se producen más frecuentemente en el componente femoral, en zonas de lesiones *osteolíticas* o en áreas donde existe más estrés (por ejemplo perforación cortical).

El tratamiento puede ser conservador o quirúrgico, ya sea revisión de la prótesis o sistemas de fijación interna.

Debido a la variabilidad de estas fracturas, su manejo debe ser individualizado y tener en consideración múltiples factores incluyendo: edad y demanda física del paciente, alineamiento de la extremidad, localización de la fractura, calidad y defectos óseos, tipo de fijación y estabilidad del implante.

El tratamiento *conservador* es adecuado en fracturas estables alrededor de prótesis bien fijadas y funcionales, mientras que el tratamiento quirúrgico se realizará en fracturas inestables mediante fijación interna o fracturas asociadas a pérdida de fijación de la prótesis, requiriendo este caso la revisión del implante [91].

2.1.4.2.1.6.2.7. Fallo de la prótesis

Es consecuencia directa de la carga repetitiva sobre materiales poco resistentes a la fatiga, aunque existen otros factores predisponentes tales como el sobrepeso del paciente, actividad física intensa y la pobre fijación o estabilidad de la prótesis [92]. La tasa de fracturas del componente femoral se estima en un 0,27% en estudios retrospectivos [93], sin embargo el uso de nuevos materiales en los vástagos prácticamente han eliminado esta complicación.

2.1.4.2.1.6.2.8. Dismetría de extremidades

Es uno de los principales problemas tanto para el cirujano como para el paciente y puede requerir un alza para evitar la cojera y la utilización de un bastón para la marcha.

No existe un acuerdo general en qué constituye una diferencia de longitud significativa, pero se ha de aceptar como tal la que afecta notable y adversamente a la función del paciente [94].

Preoperatoriamente debe realizarse la medición de la longitud de las piernas, así como la evaluación de otros factores que pueden afectarla (escoliosis, oblicuidad pélvica y contractura de aductores). En ocasiones la dismetría percibida por el paciente no es real, sino funcional, y es debida a debilidad muscular de la cadera en el postoperatorio inmediato, por lo que la rehabilitación debe enfatizar la progresiva potenciación de la musculatura.

2.1.4.2.1.6.2.9. Osificación heterotópica (OH)

Es el proceso por el que el tejido blando se osifica. Tras una ATC típicamente se produce alrededor del cuello femoral y junto al trocánter mayor. La incidencia varía ampliamente y puede ser de hasta el 90% cuando se evalúa en poblaciones de alto riesgo [95].

Se han identificado los siguientes factores de riesgo para la OH: sexo masculino, osteoartritis hipertrófica bilateral, antecedente de OH en la cadera, artrosis postraumática con osteofitos, espondilitis anquilosante, hiperostosis esquelética idiopática difusa, enfermedad de Paget y el abordaje lateral de la cadera [96].

Recientes estudios han demostrado que el tipo de fijación no afecta a la incidencia de OH [97].

Clínicamente la rigidez es el síntoma más frecuente, mientras que el dolor es menos habitual. La mayoría de pacientes son asintomáticos, pero algunos pueden tener signos de inflamación (fiebre, eritema, calor e hipersensibilidad cutánea). La evaluación es radiológica y se clasifica en 4 grados, donde el último representa la anquilosis de la cadera [98].

2.1.4.2.2. Técnica quirúrgica

Para la selección de la técnica quirúrgica se atenderá a la clasificación del tipo de *displasia* presentada por el paciente.

Durante la intervención es importante distinguir dos tiempos de reconstrucción, tratados de forma individual y atendiendo de nuevo al grado de severidad de cada zona.

2.1.4.2.2.1. Reconstrucción acetabular

Atendiendo al criterio de clasificación presentado por Hartofilakidis [19] en los casos de DC de tipo I y II, la implantación del nuevo acetábulo durante la reconstrucción ha de realizarse en su posición original, supuesta la existencia de stock óseo suficiente para realizar un fresado y posicionamiento que permita la cobertura de más de 2/3 partes del implante mediante hueso receptor.

En casos de luxaciones de tipo I no se plantean problemas de reconstrucción dado que por lo general existe grosor suficiente en el acetábulo para la implantación del cotilo adecuado. La ubicación del nuevo implante respetando al máximo el centro de rotación original es crítica.

Cuando a pesar de ser una luxación leve (tipo I) no se logra la cobertura adecuada del cotilo mediante hueso receptor, o cuando el tipo de luxación es más severo (II y III), debe recurrirse a técnicas alternativas que difieren del proceso seguido durante una ATC en su forma tradicional.

2.1.4.2.2.1.1. Osteotomía central

Como primera alternativa, es posible recurrir a una osteotomía central, introduciendo injertos óseos que permitan el correcto posicionamiento del implante respecto al centro de rotación original.

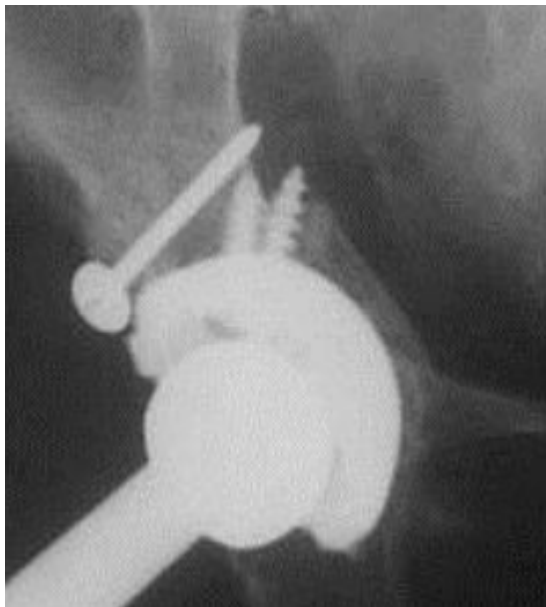


Figura 18 - Reconstrucción acetabular mediante osteotomía central

2.1.4.2.2.1.2. Acetabuloplastia

De forma alternativa, es posible la realización de una acetabuloplastia, atornillando un fragmento de la cabeza femoral resecada durante la reconstrucción [99].

Mediante la utilización de esta técnica se logra al mismo tiempo la cobertura de la porción superolateral del acetábulo con hueso del propio paciente, y el aumento de reserva de stock óseo, con vistas a una posible cirugía posterior.

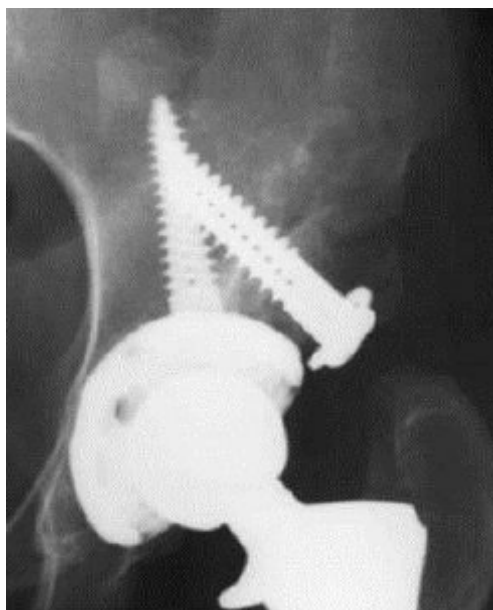


Figura 19 - Reconstrucción acetabular mediante Acetabuloplastia

2.1.4.2.2.1.3. Recubrimiento cotiloideo

Mediante la técnica de Slooff [100] es posible realizar el recubrimiento del cotilo implantado. Se emplea para ello una malla metálica atornillada a la hemipelvis, que contiene injertos troceados y compactados que reciben un cotilo cementado.

Esta técnica supone una aproximación segura y atractiva biológicamente para la reconstrucción de las malformaciones presentadas en la DC.



Figura 20 - Reconstrucción acetabular mediante técnica de Slooff [100].

2.1.4.2.2.1.4. Ensanchamiento del cotilo displásico

Ensanchamiento del cotilo displásico. Esta técnica se complementa con una malla acetabular, y una placa de reconstrucción acetabular como refuerzo para dar consistencia al montaje [101].

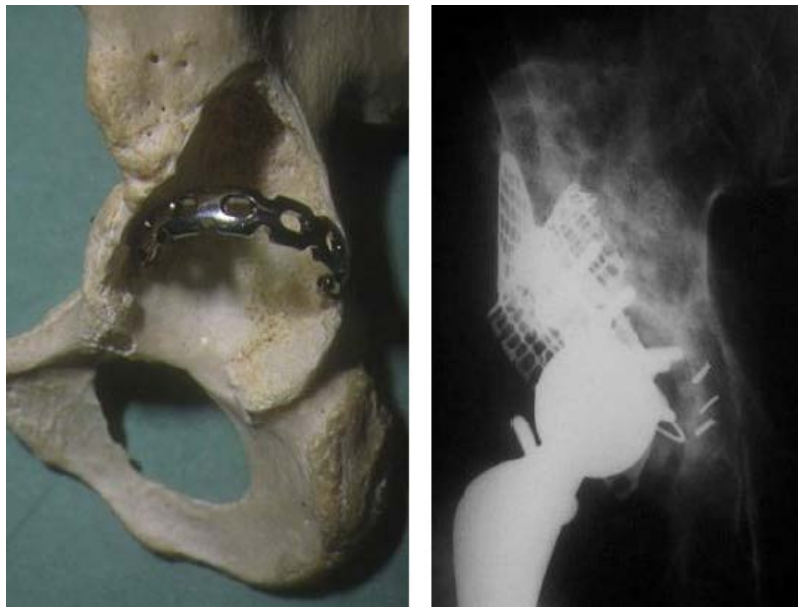


Figura 21 - Reconstrucción acetabular mediante ensanchamiento del cotilo displásico. Técnica en "asa de balde". [101].

2.1.4.2.2.1.5. Técnica quirúrgica de ensanchamiento acetabular

Sofue y Endo [102] proponen esta técnica para las luxaciones severas de cadera, vistos los pobres resultados a largo plazo de las artroplastias de cadera con este tipo de patologías debido al pequeño tamaño de componentes que se pueden implantar, tanto a nivel acetabular como femoral.

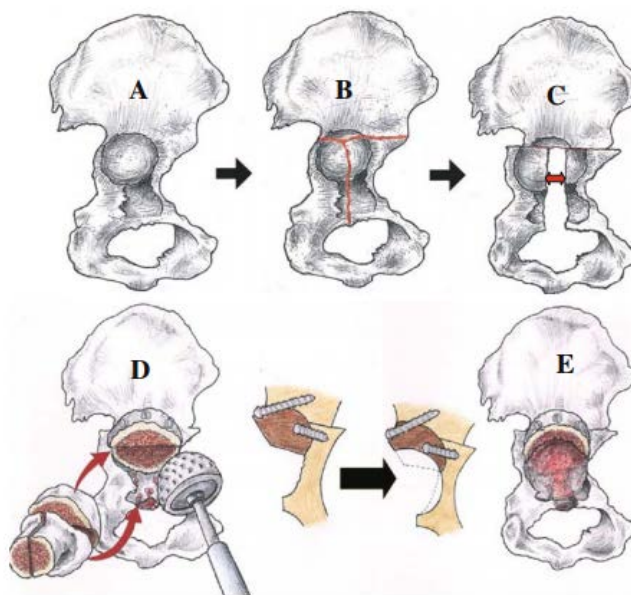


Figura 22 - Técnica de reconstrucción mediante ensanchamiento acetabular [102].

2.1.4.2.2.2. Reconstrucción femoral

El paso de reconstrucción femoral depende igualmente del grado de severidad de la DC existente.

Como se ha mencionado en el capítulo de Alteraciones Femorales, el fémur displásico muestra habitualmente una cabeza femoral reducida, asociada con un cuello femoral corto y con mayor anteversión de lo habitual [17, 30]. Además, suele aparecer en la mayoría de los casos una coxa valga, y una estrechez del canal femoral [32].

En la línea de las técnicas de ATC tradicional están disponibles, y son indistintamente utilizados dependiendo de los requisitos y condiciones del paciente, componentes *cementados* y *no cementados*.

Dentro de la línea de componentes *cementados*, están disponibles las series displásicas, de menor tamaño y offset reducidos.

Dentro de la línea de componentes no cementados, es posible utilizar implantes modulares, de forma que se pueda seleccionar el tamaño adecuado tanto para porción metafisaria como diafisaria.

La disponibilidad de este tipo de implantes facilita la aplicación de técnicas tradicionales de ATC en la vertiente femoral.

Cuando la DC es de un grado leve (Hartofilakidis / Crowe Tipo I), la intervención no suele plantear problemas de ejecución dado que el fémur por lo general muestra un tamaño normal permitiendo la inserción de un vástago de tamaño estándar mediante técnicas de reconstrucción habituales.

Ante casos de DC severa, cabe contemplar una serie de escenarios en el estadio de reconstrucción femoral, que condicionan tanto la aproximación quirúrgica, como la elección del implante y por consiguiente la condición post-operatoria del paciente y los resultados a corto y largo plazo:

- Reconstrucción femoral utilizando implantes de tamaño estándar y técnicas de intervención tradicionales.
- Reconstrucción femoral utilizando implantes de pequeño tamaño y técnicas de intervención tradicionales.
- Reconstrucción femoral utilizando técnicas de intervención alternativas.

2.1.4.2.2.2.1. Reconstrucción femoral utilizando implantes de tamaño estándar y técnicas de intervención tradicionales

Es posible intervenir casos de DC de grado severo mediante técnicas de ATC tradicionales y utilización de implantes de tamaño estándar.

En estos casos, la cirugía resulta más complicada [31], y en comparación con grupos de pacientes sin este grado de displasia severa, los resultados resultan muy inferiores [103-105], así como el nivel de las complicaciones post-operatorias [106-107].

Las razones principales de estos resultados:

- Hipoplasia del fémur proximal con migración posterior del trocánter mayor, requiriendo componentes femorales de tamaño menor de lo habitual [108], con resultado de un reducido índice de stock óseo diafisario.
- Contracturas musculares severas.

- Incorrecto posicionamiento del componente femoral respecto a las condiciones de origen del paciente.

2.1.4.2.2.2. Reconstrucción femoral utilizando implantes de pequeño tamaño y técnicas de intervención tradicionales

De forma alternativa, se pueden emplear técnicas tradicionales de ATC utilizando implantes de menor tamaño que pueden pertenecer, como se ha comentado anteriormente, a:

- Componentes cementados de serie displásica o asiática [109-111].
- Componentes no cementados monoblock [112].
- Componentes no cementados modulares [113].

Existe un reducido número de publicaciones que muestran resultados en presencia de *fémures hipoplásicos* con *estrechos canales medulares* empleando *implantes de pequeño tamaño*, donde se reportan tasas de supervivencia a 15 años con aflojamiento aséptico entre 92,4 y 96% [114-116].

La utilización de componentes de tamaño reducido muestra por lo general altas tasas de complicación tales como:

- *Fractura femoral* [117].
- *Parálisis nerviosa* [103, 117].
- *Dislocación recurrente* [117].
- *Fractura del implante* [103].

El uso de componentes de pequeño tamaño asegura la transmisión de la misma carga que transmitiría un implante de tamaño normal en un menor espacio, preservando el stock óseo del paciente a largo plazo, sin embargo el riesgo de fractura del componente es elevado y en especial en patologías tan particulares como la DC [118].

En el caso de la utilización de implantes de la serie asiática, se presenta el problema añadido de la luxación postoperatoria. Los tamaños de implante no se corresponden con el estándar europeo, siendo consecuentemente el offset de los mismos más reducido. Un menor offset reduce la tensión de la musculatura pelvi-trocantérea, lo que facilita la dislocación.

Se muestra a continuación un caso real operado con una prótesis de pequeño tamaño, y con fractura post operatoria en la región proximal.

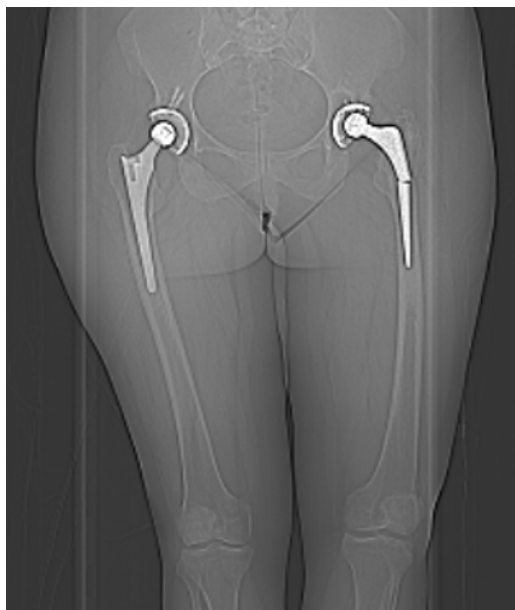


Figura 23 - RX frontal de cadera izquierda y derecha

El caso, cedido por el Hospital de Cabueñes de Gijón, muestra los inconvenientes de la utilización de componentes de pequeño tamaño en casos en los que el paciente muestra un estrecho canal femoral.



Figura 24 - Detalle de fractura de implante en cadera izquierda

2.1.4.2.2.3. Reconstrucción femoral utilizando técnicas de intervención alternativas

Cuando se presenta el caso de una displasia severa la aplicación de técnicas de ATC tradicional plantea riesgos, complicaciones y reducidas tasas de resultados satisfactorios.

Las alternativas a la técnica tradicional para casos de DC de tipo III [19] se centran en la colocación del implante en su situación original, por lo general requiriendo acortamiento proximal del fémur de forma que no se produzca un alargamiento anormal del miembro a intervenir y se pueda evitar un muy probable daño del nervio ciático.

Para realizar este tipo de reconstrucciones, existe una serie de técnicas alternativas, que se relatan a continuación.

2.1.4.2.2.3.1. Técnica de “ARRIBA Y ABAJO”

Una vez colocado el cotilo en su posición anatómica original, se realizan las mediciones correspondientes para la ubicación del componente femoral con ajuste adecuado y con el offset que le corresponde. El valor correcto del offset se determina durante el proceso pre-operatorio.

Se practica una osteotomía femoral a nivel del verdadero acetábulo, en la región diafisaria donde comienza a adquirir forma cilíndrica, para finalmente juntar los fragmentos proximal y distal del fémur e insertando el vástago femoral definitivo.

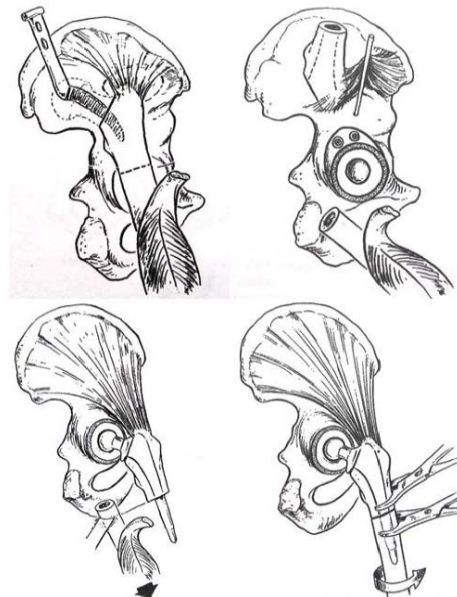


Figura 25 - Técnica de reconstrucción de "Arriba y Abajo" [119].

2.1.4.2.2.3.2. Técnica de Rorabeck

Se trata de una técnica similar a la de “Arriba y Abajo” en la que [120] se realiza una osteotomía a nivel diafisario, para finalmente insertar el vástago seleccionado, estabilizando la región, bien utilizando una placa atornillada, o con un fragmento de cortical del segmento óseo retirado.

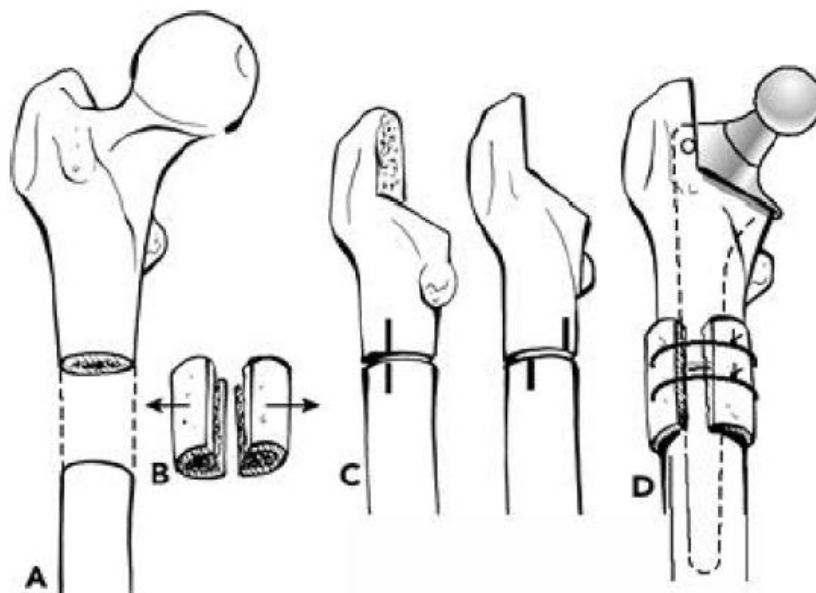


Figura 26 - Técnica de Osteotomía Sub-trocantérica de Rorabeck [120]

2.1.4.2.2.3.3. Osteotomía de solapamiento de Paavilainen

La osteotomía de solapamiento de Paavilainen [121] superpone los fragmentos óseos retirados tras la osteotomía y reinserta el fragmento proximal con el trocánter mayor incluido.

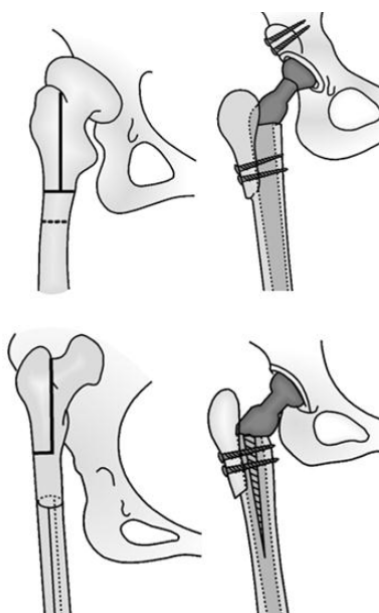


Figura 27 - Técnica de reconstrucción mediante Osteotomía de solapamiento de Paavilainen [121].

2.1.4.2.2.3.4. Técnica de osteotomía oblicua de la escuela italiana

Se practica una osteotomía oblicua de resección cilíndrica que es finalmente estabilizada con un vástago y que puede ser estabilizada posteriormente con la ayuda de una placa de reconstrucción metálica. Tokgozoglu [122], Cherubino [123] y Benazzo [124] son algunos de los referentes en la aplicación de este método de reconstrucción.

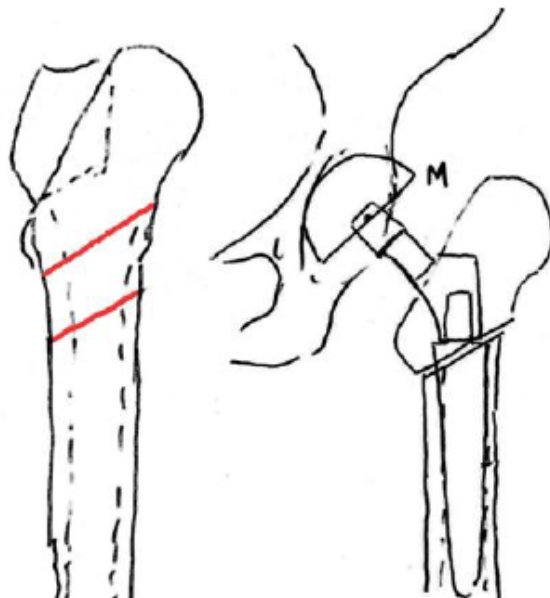


Figura 28 - Técnica de Osteotomía Oblicua de Acortamiento

2.1.4.2.2.3.5. Técnica de osteotomía supracondílea de Restrepo

Restrepo propone una técnica de osteotomía femoral [125] en la región femoral supracondílea.

El hecho de no practicar la osteotomía en la región femoral proximal es ya de por sí un hecho positivo y favorable, ya que al no realizarse la osteotomía a nivel subtrocantérico desaparecen las afecciones derivadas a esta región tan sensible a cambios metafisarios y diafisarios según el vástago elegido.



Figura 29 - Técnica de Osteotomía Subtrocantérica de Restrepo [125].

Esta técnica encuentra sus precedentes en Dunn y Hess [108], que en 1976 propusieron este sistema de acortamiento femoral, aun siendo conscientes de realizar la osteotomía en un lugar que obliga a utilizar la porción más pequeña y recta de un canal femoral ya de por sí diminuto.

2.1.4.2.2.3.6. Utilización de implantes a medida

Los casos de deformidades de tipo III y IV [15] de DC acorde a la escala de Crowe, muestran importantes alteraciones en el extremo proximal del fémur.

Cuando existen deformidades severas, puede resultar complicado lograr una estabilidad primaria adecuada del implante utilizando componentes de tipo estándar [126], lo que puede terminar provocando un temprano aflojamiento aséptico.

Dada la extensa variedad anatómica de la zona proximal del fémur [127, 128] resulta difícil lograr una fijación y un relleno adecuado en la región metafisaria con implantes comerciales, incluso teniendo a mano la gran variedad de diseños anatómicos disponibles en gran cantidad de formatos y tallas [129].

Tratando de subsanar este problema se ha demostrado la viabilidad del desarrollo de implantes femorales a medida para el tratamiento de caderas displásicas [130].

Para la fabricación del implante a medida, se emplean técnicas derivadas de la reconstrucción tridimensional de la anatomía del implante empleando la Tomografía Computerizada o la Resonancia Magnética como herramienta.

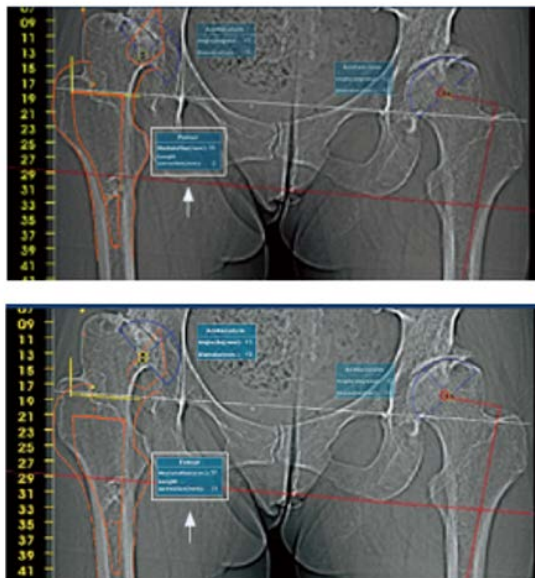


Figura 30 - TC del fémur proximal y plantillas de reconstrucción

El implante femoral deriva directamente de la morfología de la cavidad femoral. Resulta importante desde el punto de vista del diseño del implante considerar la súbita transición de la estructura trabecular entre hueso cortical y trabecular.

Con este tipo de implantes se puede asegurar en cada paciente un perfecto relleno de la cavidad ósea, y un correcto ajuste en la región proximal del fémur.



Figura 31 - Implante a medida insertado en fémur izquierdo

Los implantes a medida requieren un instrumental específico (y particular para cada diseño) para la preparación del canal medular durante la intervención (raspas medulares).

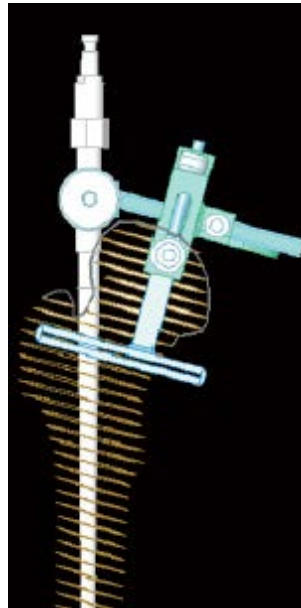


Figura 32 - Guía de resección ajustable para prótesis a medida

En general se consideran dos tipos de candidatos para este tipo de implantes:

1. Pacientes cuya anatomía femoral se encuentra alterada, bien sea por la existencia de luxaciones de tipo congénito o fémures displásicos [131-133].
2. Pacientes menores de 50 años con un nivel de actividad alto [134].

2.1.4.2.2.3.7. Cirugía artroplástica conservadora

2.1.4.2.2.3.7.1. Prótesis de recubrimiento

La técnica de recubrimiento o implante de prótesis de superficie para artroplastias de cadera, sustituye la articulación utilizando habitualmente pares de fricción Metal-Metal y practicando una mínima resección ósea.

Esta técnica resulta altamente atractiva para el cirujano ya que resulta respetuosa con el stock óseo del paciente, sustituyendo solamente aquella porción de hueso (femoral o acetabular) que no puede ser recuperada.

Se da forma a la cabeza femoral para recibir una cabeza de sustitución que recubre el cuello femoral original, y que se ajusta a la anatomía original del paciente.

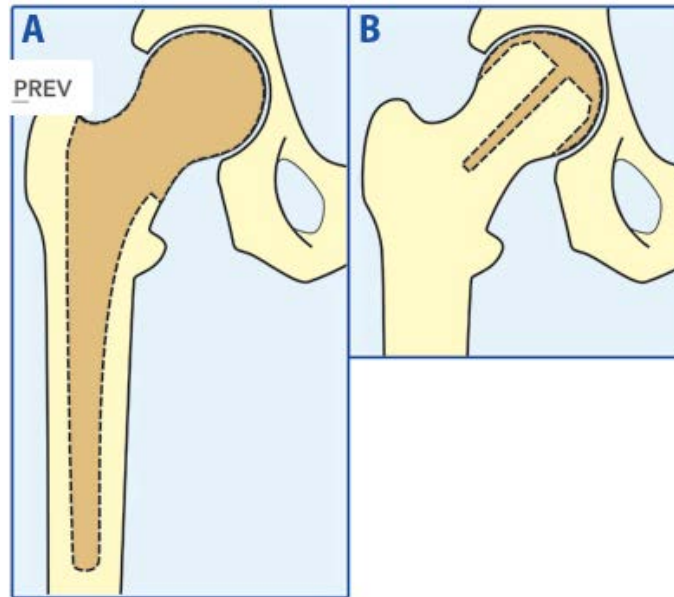


Figura 33 - Comparativa de cantidad de hueso resecado en una técnica tradicional de ATC (A) y en una técnica mediante prótesis de recubrimiento (B) [135].

La invención de esta técnica se atribuye comúnmente a Smith-Petersen [55], que se desarrollaría posteriormente, con una elevada tasa de reemplazamientos exitosos, por McMinn [136].

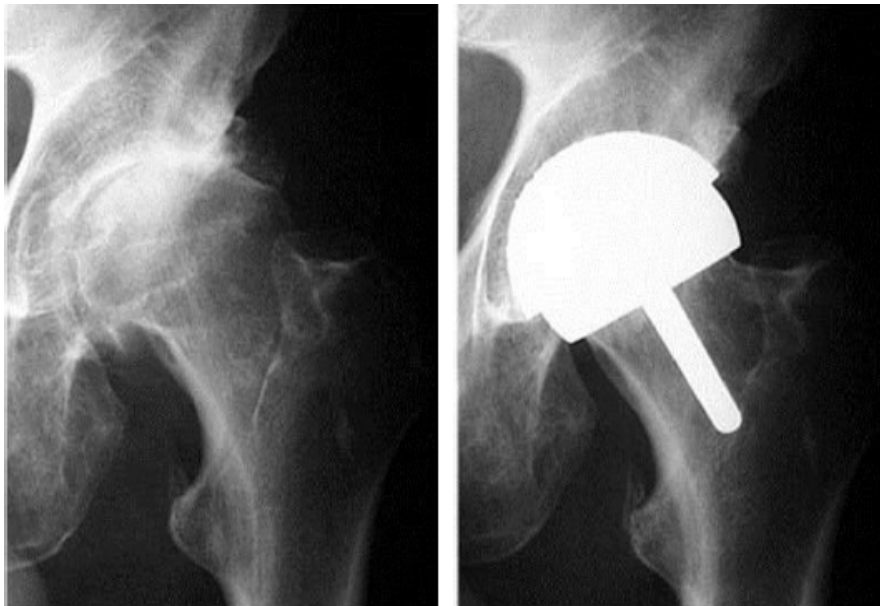


Figura 34 - Control pre y post-operatorio de cirugía de cadera con prótesis de recubrimiento [135].

En general, se afirma que este sistema restaura la anatomía original del paciente, disminuyendo la tasa de luxación y facilitando el recambio o revisión de la prótesis [137].

2.1.4.2.2.3.7.2. Vástagos cortos de apoyo metafisario

Los vástagos cortos de apoyo metafisario entran dentro del grupo de técnicas de cirugía conservadora, cuyo objetivo principal es el de respetar al máximo el stock óseo en la extremidad proximal del fémur.

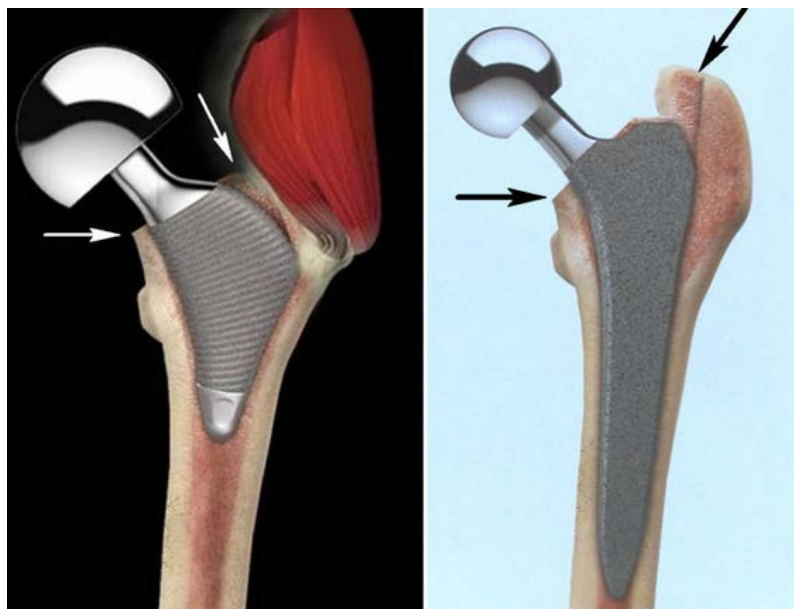


Figura 35 - Comparación Vástago Corto (izq.) y vástago tradicional (dcha.) [138].

Se reseca únicamente la cabeza femoral y una pequeña parte del cuello.

Desde el punto de vista anatómico, el objetivo principal de estos vástagos es el de paliar, o eliminar totalmente la derivación de tensiones y dolor en la musculatura, conservando la mayor cantidad posible de masa ósea en la región proximal del fémur.

Desde el punto de vista biomecánico el objetivo principal de estos implantes es la adecuada distribución de cargas en el fémur proximal, de nuevo preservando la mayor cantidad de masa ósea posible [139].

Las ventajas que presenta este sistema son:

- Preservación de stock óseo y tejidos blandos en regiones trocantérica y sutrocantérica con vista a posibles revisiones futuras [140].
- Reducción de la derivación de tensiones, causada principalmente por la hipertrofia de la cortical diafisaria [141].
- Eliminación de la concentración distal de tensiones [140, 142].
- Transferencia fisiológica de cargas hacia la metáfisis femoral desde una región superior [143].
- Aproximación mínimamente invasiva [144].
- Válida para todo tipo de stock óseo con una morfología femoral normal [145].
- Simplificación de la cirugía de revisión gracias al carácter mínimamente invasivo, reducida alteración de tejido blando y existente stock óseo bajo el trocánter menor [146].

Dada la morfología del implante sugerido, la técnica tradicional de sustitución se ve favorecida por una mínima resección de material óseo, como ya se ha comentado en líneas anteriores, pero plantea el reto adicional de conseguir una línea de inserción adecuada ya que dado el tamaño reducido de estos componentes no permite una correcta visualización del eje femoral, y no existe en este tipo de casos una guía intramedular que facilite esta tarea.

2.1.4.2.2.4. Técnica quirúrgica de ensanchamiento femoral

Como alternativa a las técnicas de reconstrucción femoral citadas anteriormente se cita en último lugar la Técnica Quirúrgica de Ensanchamiento Femoral, analizada en el presente documento.

Del mismo modo que presentaban una alternativa en la vertiente acetabular, Sofue y Endo [102, 147] proponen esta técnica de ensanchamiento femoral que permite la implantación de componentes de *tamaño normal*, utilizados en la talla habitual de pacientes occidentales sin tener que recurrir a implantes de la denominada talla asiática.

Mediante este sistema se trata de evitar los problemas citados anteriormente cuando se trata una patología severa de cadera displásica mediante técnicas tradicionales y en presencia de condiciones adversas (estrecho canal medular, pequeña cabeza femoral, etc.) que complican la utilización de la talla adecuada de implante para el paciente:

- Fractura femoral.
- Parálisis nerviosa.
- Dislocación recurrente.
- Fractura del implante.

El proceso de ensanchamiento del canal femoral requiere unas pautas de planificación preoperatoria intensas a través de las cuales se determinarán los parámetros críticos para la selección del implante adecuado para el paciente.

El proceso consiste en la realización de una osteotomía a la altura de la base del cuello femoral. Tras este primer paso se practican múltiples taladros equidistantes a lo largo del plano AP del fémur para, una vez hecho esto, proceder a seccionar el fémur a lo largo de los mismos utilizando un osteótomo.

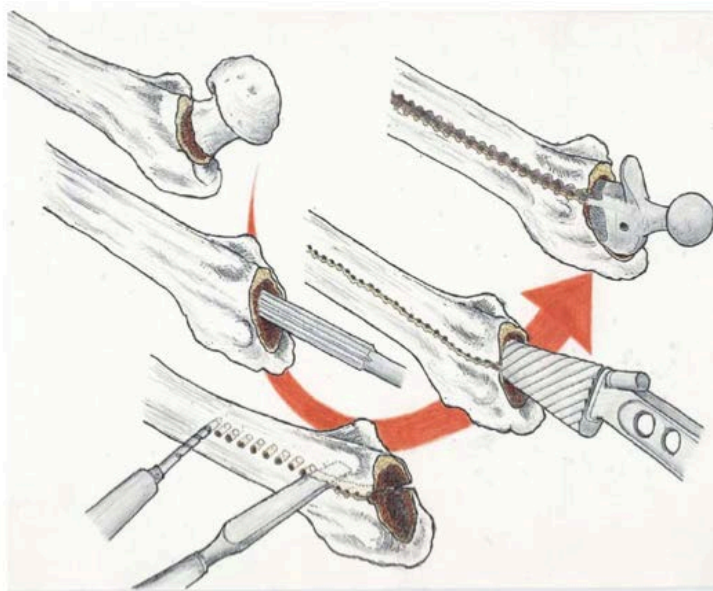


Figura 36 - Técnica de ensanchamiento femoral

Con la ayuda de la raspa (fresa de forma) adecuada, correspondiente al tamaño del implante seleccionado en el proceso pre-operatorio [148], se genera una cavidad en el interior del fémur para dicho implante.

Finalmente se inserta un vástago en dicha cavidad y se cierra el conjunto con una serie de cerclajes de sujeción en torno al fémur para estabilizar el tramo de hueso osteotomizado.



Figura 37 - Técnica de ensanchamiento femoral en paciente con displasia severa de cadera (Crowe tipo IV). [102].

Esta técnica supone una alternativa a los procesos de Artroplastia Total de Cadera tradicionales, y una solución permanente a casos particulares que requieren de reconstrucciones que con dichas técnicas no es posible reparar, permitiendo colocar componentes de la talla adecuada en cavidades óseas estrechas, evitando el desgaste del stock óseo o una más que posible rotura del implante.

2.2. ANÁLISIS PRELIMINAR

Un análisis preliminar de región a reconstruir, como paso previo a la intervención quirúrgica, ayudará al cirujano a validar la aproximación más adecuada y a predecir el nivel de éxito post operatorio mediante ensayos estructurales.

La base del análisis preliminar es el correspondiente modelo que simulará el hueso real y sobre el que es posible realizar una serie de ensayos con condiciones de contorno bien definidas.

Se describen a continuación varios sistemas empleados habitualmente para realizar esta evaluación preliminar.

2.2.1. PROTOTIPADO FÍSICO

Estos sistemas están basados en la reproducción física del hueso utilizando materiales poliméricos que representen la realidad en el paciente.

Existen nuevas tecnologías tales como la fabricación aditiva que se abren paso en el campo de la cirugía. Con la previa realización de un análisis radiológico y de una tomografía axial computerizada (TAC) y el apoyo del software 3D necesario, esta técnica permite reproducir fielmente la condición ósea del paciente.

El uso de prototipos resulta de gran ayuda para validar el modelo óptimo de implante, ya sea estándar o personalizado y para la realización de una correcta planificación preoperatoria que evite riesgos tales como la imposibilidad de introducir implantes seleccionados previamente por encontrar canales femorales excesivamente estrechos u otras condiciones adversas que dificulten el proceso de abordaje real en quirófano [148].

Los modelos biomecánicos basados en prototipos físicos resultan útiles para seleccionar el tipo de implante, o la técnica / aproximación quirúrgica más adecuada, sin embargo desde el punto de vista estructural o de movilidad resulta necesario utilizar sistemas alternativos.

2.2.2. ENSAYOS “IN-VIVO”

Los modelos físicos basados en ensayos “in vivo” reproducen, evidentemente, de forma exacta la morfología estructural del hueso y permiten por tanto la recreación de técnicas quirúrgicas reales y ensayos de resistencia y movilidad a nivel particular de la región de interés.

Los modelos físicos tienen sus limitaciones en términos de:

- *Grupos de estudio* – Para realizar análisis estadísticos, resulta complicado el análisis por grupos de edad dada la reducida disponibilidad de sujetos en todos los rangos de interés.
- *Deterioro óseo y articular* – Dada la disponibilidad de una mayoría de sujetos de avanzada edad, por lo general existen deterioros avanzados a nivel óseo (afecciones osteoporóticas) y a nivel articular (luxaciones previas, artrosis, choques femoroacetabulares, etc.)
- *Simulación de movilidad*
- *Elevado Coste*

2.2.3. PROTOTIPADO DIGITAL

Las características de la cadera y su comportamiento sometido a cargas ha podido ser entendido gracias a muchos estudios sobre su estructura funcional y su comportamiento mecánico, pero todas las sollicitaciones mecánicas que tienen lugar a nivel de la cadera no se pueden describir de manera adecuada si no se considera el conjunto de todos los elementos que constituyen la unidad funcional bajo diversos tipos de cargas.

Es el método de análisis por medio de Elementos Finitos (MEF) el que en este campo proporcionará información con mayor nivel de detalle.

El método de los elementos finitos permite la simulación de diversos aspectos, incluyendo:

- Pre-diagnóstico.
- Técnicas quirúrgicas.
- Diseño general de implantes.
- Diseño de implantes a medida.
- Determinación de casos de cargas.
- Integridad estructural.

2.3. EL MÉTODO DE LOS ELEMENTOS FINITOS

El MEF permite realizar un diverso abanico de actividades de forma virtual, sin necesidad de utilizar prototipos o huesos reales, y simular un amplio número de escenarios que permiten, tanto al ingeniero como al cirujano, incrementar el factor de seguridad de la intervención posterior de cara a obtener resultados satisfactorios a largo plazo.

El análisis por MEF es una técnica de ingeniería que hoy en día ya ha demostrado su eficacia como herramienta a la hora de calcular y diseñar numerosos productos.

El MEF, en el campo de la cirugía ortopédica y traumatológica, puede contribuir en el campo específico del estudio de patologías de cadera en distintas líneas:

- Desarrollo de Implantes.
- Valoración del comportamiento y biomecánica del hueso / articulación.
- Realización de estudios paralelos utilizando distintas condiciones óseas, simulando fracturas, y utilizando distintos tipos de aproximación y técnica quirúrgica.
- Simulación de, no sólo la interacción y distribución de cargas en huesos y articulaciones sino también, la influencia de inserciones musculares y ligamentarias.

Este método de análisis permite reproducir con exactitud las condiciones reales de la región de estudio, dotando al especialista de información vital para la intervención quirúrgica, tipo y talla de implante a seleccionar, posibles afecciones y efectos secundarios, etc.

Aunque los modelos experimentales y clínicos pueden también ser de gran ayuda en este sentido, el MEF proporciona información que no puede conseguirse en el laboratorio.

2.3.1. DEFINICIÓN

El MEF es un método matemático analítico de resolución de estructuras, y aplicado en prácticamente todas las áreas de la ingeniería:

- Cálculo estructural estático.
- Cálculo estructural dinámico.
- Análisis de vibraciones.
- Resistencia de materiales.
- Cálculo de uniones.
- Análisis térmicos.

Este método permite obtener soluciones numéricas para un problema concreto con una serie de condiciones de contorno determinadas, dividiendo el mismo en un elevado número de dominios colindantes y no intersectantes conocidos como “Elementos Finitos”.

Cada elemento constituyente del volumen a estudiar está caracterizado por las propiedades físicas mecánicas del material que constituye, y que serán o no aplicables dependiendo de la naturaleza de la prueba o ensayo a realizar:

- Densidad.
- Módulo Elástico.
- Límite Elástico.
- Tensión de Rotura.
- Coeficiente de Poisson.
- Coeficiente de dilatación.

Un elemento particular está a su vez constituido por un conjunto de puntos representativos conocidos como “nodos”, y este conjunto de nodos dotado de una serie de relaciones de adyacencia es conocido como “malla”.

La aplicación de carga y el desarrollo del proceso de cálculo se realizan sobre la malla de puntos, que sirve a su vez como base para la discretización del dominio en elementos finitos.

2.3.2. GENERACIÓN DE MODELOS PARA SU ANÁLISIS POR MEDIO DE ELEMENTOS FINITOS

La sistemática del MEF aplicado al análisis biomecánico sigue una serie de pasos particulares para el desarrollo de un modelo tridimensional que sea posible caracterizar mediante propiedades mecánicas y sobre el que sea posible aplicar condiciones de contorno y cargas estructurales:

- *Datos de partida:* A partir de datos de Tomografía Computerizada (TC), se obtienen una serie de imágenes que permiten la reconstrucción del hueso del paciente.
- *Procesado de datos y reconstrucción:* Se emplean las imágenes obtenidas en el punto anterior con el objeto de distinguir las zonas de interés (tejido blando, hueso osteoporótico, hueso trabecular...). Con la información recopilada, es posible reconstruir un sólido 3D que copia la geometría de la estructura del paciente, y que puede ser posteriormente manipulado utilizando software CAD.
- *Caracterización de materiales:* Una vez reconstruido el sólido, este es dividido en regiones de interés, atendiendo a las distintas áreas fisiológicas que poseerán propiedades mecánicas particulares.
- *Restricciones biomecánicas y aplicación de cargas:* Como paso posterior a la caracterización de materiales, se deben introducir en el sistema las restricciones de movimiento, los pares de contacto, sistema de referencia y cargas de interacción, que servirán como input para el posterior análisis. La flexibilidad del método MEF se basa en la posibilidad de aplicar diferentes condiciones de carga para un sistema determinado y completamente definido, que permita al analista determinar las condiciones límites de cada caso.
- *Simulación:* Una vez completados los pasos anteriores, el sistema está completamente definido y es posible comenzar el proceso de simulación, sobre el que será posible analizar la consistencia del sistema y sus limitaciones.

- *Post procesado y análisis de resultados.*

2.4. JUSTIFICACIÓN DEL ESTUDIO

Como se ha comentado al inicio de este documento las afecciones de cadera representan un serio problema de salud mundial, siendo cada vez mayor el grupo de personas de edad avanzada afectadas por este problema, y es precisamente en este grupo, donde prevalece este tipo de patología con niveles preocupantes.

La frecuencia de las afecciones de cadera parece estar incrementándose en muchos países lo que puede deberse principalmente a:

- La expectativa de vida más allá de los 50 años ha crecido, y continuará creciendo durante el resto del siglo [149]. Esto directamente conduce a una población más y más anciana, con un consiguiente aumento del riesgo de fractura, estimándose tasas cuatro veces mayores a las actuales entre 1990 y 2050 [150].
- Mayor incidencia de fractura en grupos específicos de sexo y edad en ciertos países [151, 152]. Estas tendencias tienen una grave importancia e influencia sobre la frecuencia de este tipo de fracturas considerando tanto países subdesarrollados, como desarrollados.

Como ejemplo directo, durante 1985 se dieron en Inglaterra 46000 casos de fractura de cadera en hombres y mujeres. Contando con que el porcentaje de población de edad avanzada se incrementa tal y como se ha predicho, y sin considerar la incidencia de fracturas por grupos específicos de edad y sexo, estas cifras se elevarán a 60000 casos anuales en el presente 2015. Si además se consideran también en aumento las tasas de incidencia de fractura por grupos específicos de sexo y edad, el número de fracturas de cadera podría incrementarse a 117000 por año [153].

En particular, las patologías de *luxación severa de cadera* presentan tasas de revisión de aproximadamente de un 22% [16]. La tasa de fallo de los componentes de cadera en este tipo de incidencias se eleva habitualmente hasta el 16% [16].

Se dan frecuentemente complicaciones tales como [154-157].

- Parálisis del nervio femoral (hasta un 18% de los casos).
- Fractura femoral intra-operativa (entre un 3,6% y un 6,5% de los casos).
- Conjunción fibrosa del trocánter mayor (hasta un 7,1% de los casos).

Tal y como se ha presentado en el apartado **2.1.4.2.2.2**, existen soluciones para el abordaje femoral en casos de luxación severa de cadera que permiten la correcta reconstrucción de la articulación, sin embargo dadas las condiciones morfológicas de los fémures displásicos no resulta posible la inserción de implantes del tamaño adecuado para el paciente, lo que puede derivar a su vez en problemas post-operatorios tales como:

- Aflojamiento aséptico.
- Fractura femoral.
- Parálisis nerviosa.
- Dislocación recurrente.
- Fractura del implante.

Debido a las condiciones de alteración anatómica de la región proximal del fémur ante una dislocación severa de cadera, cuando existe un canal femoral especialmente estrecho existen tres posibles vías efectivas:

1. Utilización de un implante a medida.
2. Utilización de implantes de pequeño tamaño o de serie asiática.
3. Utilización de la técnica de ensanchamiento femoral.

La utilización de implantes a medida permite la perfecta adaptación del implante a la anatomía de la cavidad ósea del paciente específico, asegurando un completo relleno de la zona afectada, y proporcionando un correcto ajuste metafisario que asegure la estabilidad primaria que evite aflojamiento posteriores. Esta técnica tiene sus seguidores en varias escuelas [158-161].

El uso de implantes a medida por el contrario tiene sus inconvenientes, dado que a pesar de su adecuado nivel de relleno y fijación ósea en comparación con ciertos implantes comerciales, no muestra siempre un mayor nivel de estabilidad [162]. Además, dada la reducida apertura del canal femoral, la sección del implante es pequeña en la zona diafisaria, lo que puede provocar fracturas en dicha región, dislocaciones y fenómenos de stress shielding [132].

La utilización de implantes de pequeño tamaño permite la reconstrucción de la articulación, adaptando el componente a la morfología femoral del paciente, sin embargo presentan el problema de la posible fractura postoperatoria [118]. En caso de emplear implantes de la serie asiática, fabricados expresamente para población de menor estatura, las tallas se alejan de las prescritas para el estándar europeo, de mayor tamaño. Como se ha descrito en el punto [2.1.4.2.2.2](#) este tipo de implantes cuenta con unos rangos de offset menores a los correspondientes al estándar europeo, lo que deriva en una reducción en la tensión de la musculatura pelvitrocantérea, elevando el riesgo de luxación postoperatoria.

Se presenta la técnica de ensanchamiento femoral como una alternativa a las técnicas de abordaje descritas previamente. Esta técnica permite, a través de un proceso de intervención alternativo, implantar vástagos femorales de las tallas habituales dentro del estándar europeo, permitiendo reducir el riesgo de las complicaciones postoperatorias discutidas anteriormente en los casos en los que se emplean implantes a medida, implantes de menor tamaño o implantes de talla asiática, y que son:

- Fractura del implante por excesiva concentración de tensiones en la región distal, donde el canal femoral es más angosto y por tanto el implante más estrecho.
- Dislocación recurrente debida a la reducida tensión de la musculatura pelvitrocantérea en los casos en los que el uso de implantes de talla asiática, donde el offset es más reducido.

La técnica de ensanchamiento femoral propuesta por Sofue y Endo [102] se plantea de forma experimental en el continente Asiático, no existiendo referencias a la misma ni estudios procedentes de otras fuentes que la respalden.

No existen precedentes de ningún tipo de implantación formal de la técnica de ensanchamiento femoral en el continente Europeo, habiéndose realizado únicamente tres intervenciones de forma experimental en la Universidad de Oviedo.

Esta técnica cuenta con las ventajas descritas en líneas anteriores, sin embargo no plantea una intervención sencilla, dada la complejidad de los grupos musculares afectados, y dada la dificultad de las modificaciones requeridas en la estructura ósea. Se plantea, desde el servicio de Cirugía del Hospital de Cabueñes, la necesidad evaluar esta alternativa desde el punto de vista teórico, como fundamento de partida que justifique la aplicación de este tipo de técnica en aquellos casos en los que la morfología ósea del paciente no permita una adecuada utilización de la técnica tradicional de ATC.

En el presente trabajo de investigación

- Se desarrolla teóricamente, y de forma pionera, la técnica quirúrgica de ensanchamiento femoral.
- Se plantean los parámetros críticos de la intervención y se implementa el modelo tridimensional de la técnica de ensanchamiento femoral.
- Se realiza la evaluación comparativa de la técnica de ensanchamiento femoral con respecto a la intervención tradicional cementada, empleando los fundamentos de análisis por medio del método de los elementos finitos como herramienta. Este punto permitirá la evaluación del factor riesgo beneficio que justifique la utilización de una técnica de tal complejidad.
- Se plantea la posibilidad de la realización de la intervención quirúrgica virtual previa a la operación del paciente, permitiendo al especialista contar con una referencia muy precisa del escenario que encontrará durante la operación real. Esto a su vez permitirá determinar la magnitud de los cortes requeridos en la estructura ósea durante la intervención así como estimar el correcto posicionamiento y selección del implante más adecuado a la morfología del paciente.

Objetivos

3. OBJETIVOS

El objetivo general del presente estudio es el modelado y análisis de la técnica quirúrgica de ensanchamiento femoral en la cirugía protésica de caderas displásicas con un nivel de luxación severo.

3.1. OBJETIVOS ESPECÍFICOS

1. Análisis del problema y reconstrucción de un modelo tridimensional de la anatomía femoral del paciente objeto de estudio empleando los datos obtenidos a partir de la TC de origen en condiciones pre-operatorias.
2. Modelado 3D de la técnica quirúrgica cementada real aplicada en el paciente a partir del fémur en condiciones preoperatorias.
3. Análisis por medio de elementos finitos del modelo generado para la técnica cementada para la evaluación del rendimiento del implante.
4. Modelado 3D de la técnica quirúrgica de ensanchamiento femoral a partir de las mismas condiciones iniciales preoperatorias.
5. Análisis por medio de elementos finitos del modelo generado para la técnica de ensanchamiento femoral para la evaluación del rendimiento del implante y de los elementos de cerclaje.

Material y métodos

4. MATERIAL Y MÉTODOS

4.1. CONSIDERACIONES ÉTICAS Y LEGALES

Este estudio ha requerido el análisis del caso de un solo paciente (MIHM) cedido por el Hospital de Cabueñes de Gijón.

Aunque el estudio implica la participación de una única persona, el proyecto de investigación se ajusta a los “Principios éticos para las investigaciones médicas en seres humanos”, tal y como han sido formulados en la “Declaración de Helsinki” de la 18ª Asamblea de la Asociación Médica Mundial (Helsinki, Finlandia, Junio 1964), enmendados por la 29ª Asamblea (Tokio, Japón, Octubre 1975), la 35ª Asamblea (Venecia, Italia, Octubre 1983), la 41ª Asamblea (Hong Kong, Septiembre 1989), la 48ª Asamblea (Somerset West, Sudáfrica, Octubre 1996) y la 52ª Asamblea (Edimburgo, Escocia, Octubre 2000).

En lo que se refiere al manejo de información identificable, como salvaguarda de la intimidad del paciente al que se le realiza el estudio mediante TC, no se han registrado datos personales.

La recogida y tratamiento de datos se ajusta a la Ley Orgánica 15/1999 del 13 de Diciembre de 1999 sobre Protección de Datos de Carácter Personal (BOE núm. 298 del 14 de diciembre de 1999), así como las Recomendaciones adoptadas por el Director de la Agencia Española de Protección de Datos en Diciembre de 2004, recogidas en el “Plan de Inspección de Oficio sobre Tratamiento de Datos Personales en Laboratorios Hospitalarios”, elaboradas con objeto de adecuar el funcionamiento de ciertos sectores de actividad a la normativa española de protección de datos.

4.2. DISEÑO DEL ESTUDIO

Se lleva a cabo un estudio comparativo mediante MEF para determinar la distribución de cargas en el modelo reconstruido y el factor de seguridad correspondiente tras la aplicación de la técnica quirúrgica de ensanchamiento femoral.

El objeto de aplicación del estudio por medio de MEF es el de permitir calcular el efecto de la aplicación de una serie de condiciones de carga sobre una estructura ósea como es el fémur, afectado por una patología particular, como es la displasia severa de cadera, y utilizando una técnica quirúrgica de reconstrucción femoral no habitual, como es la del ensanchamiento del canal femoral propuesta por Sofue y Endo [102], con objeto de emplear la talla de implante adecuada al paciente, que reconstruya la posición correcta del acetábulo, sin necesidad de tener una limitación en cuanto al uso de tallas reducidas debido a la patología anteriormente mencionada.

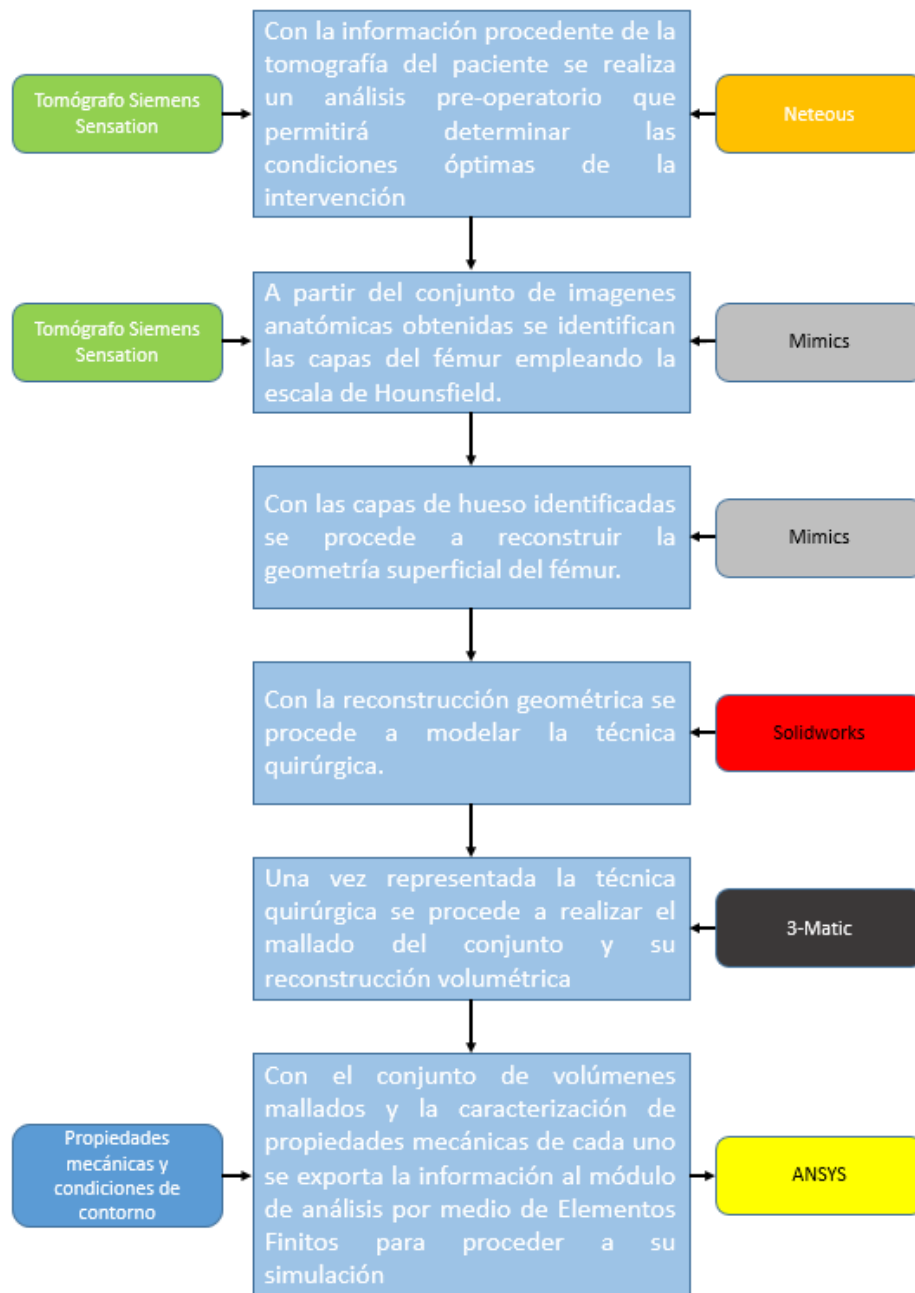


Figura 38 - Diagrama de flujo del proceso seguido durante el análisis comparativo de las técnicas cementada y de ensanchamiento femoral

El paciente a partir de cuyas imágenes de TC se realiza el estudio en el presente documento (MIHM) presenta una cadera patológica que ha sido operada con anterioridad utilizando técnicas de reemplazamiento de cadera tradicionales y que han resultado ser ineficaces.

En la fase inicial de la operación, se implanta un vástago cementado Exeter® de la marca Stryker [163].

Se cuenta con información procedente de RX y de la TC del paciente previa a su operación, y con RX post operatorios que permiten determinar la ubicación final del implante.

Partiendo de la información pre-operatoria se procederá a la reconstrucción tridimensional del fémur patológico.

Con el modelo tridimensional del fémur se realizará la *reproducción de la técnica quirúrgica cementada* tal y como se realizó originalmente en el paciente, utilizando como referencia la información de RX para validar la posición final del vástago utilizado.

Del mismo modo, y partiendo de la misma reconstrucción femoral, se implementará la técnica quirúrgica virtual de ensanchamiento femoral.

Se simularán ambas técnicas quirúrgicas mediante el método MEF utilizando el mismo input de cargas para poder realizar un estudio comparativo posterior con los resultados obtenidos.

La simulación viene definida por factores conocidos sobre el diseño tales como las propiedades de cada material así como los tipos de cargas con sus magnitudes y las condiciones de contorno relativas a desplazamientos y contactos.

El esquema seguido para esta investigación no difiere del realizado en cualquier otro proceso de creación de un modelo FEM en el campo de la biomecánica y consta de los puntos relatados a continuación:

- Obtención de imágenes anatómicas.
- Procesamiento informático y reconstrucción 3D.
- Modelado de la técnica sobre la reconstrucción.
- Mallado.
- Proceso de reconstrucción volumétrica.
- Asignación de propiedades.
- Asignación de cargas.
- Simulación MEF.
- Análisis y comparación de resultados.

4.2.1. REQUISITOS INICIALES

Existe una serie de aspectos relativos a los puntos citados a continuación que es preciso considerar como paso previo a la realización de la simulación.

1. Modelado 3D:
 - Fémur.
 - Implante.
2. Caracterización de materiales.
3. Determinación de condiciones de carga.
4. Sistema de referencia para aplicación de condiciones de carga.

4.2.1.1. Modelado 3D

El modelado de este tipo de volúmenes para su posterior simulación y análisis se realiza de manera no convencional, reconstruyendo superficies 3D a partir de grupos de imágenes de cortes transversales apilados procedentes de fuentes como TC, RM o Ultrasonidos, por medio de la segmentación de las mismas.

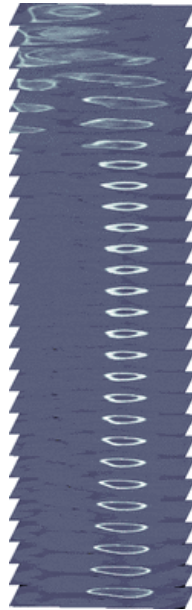


Figura 39 - Imágenes obtenidas a partir de TC [164].

La segmentación es el proceso mediante el cual se dividen imágenes componiendo regiones, y a partir de las cuales es posible obtener un volumen tridimensional.

De acuerdo con Withey & Koles [165] se pueden clasificar los sistemas de segmentación disponibles en tres generaciones, cada una de las cuales muestra avances en sus algoritmos de procesamiento respecto a la anterior:

1. La *primera generación* de sistemas de segmentación está constituida por sistemas de bajo nivel orientados a la resolución de los principales problemas de esta técnica y basados en prueba-error:
 - Umbrales y Contraste.
 - Constitución de regiones.
 - Detección de bordes.
2. La *segunda generación* introduce métodos de optimización y modelos de incertidumbre, alejándose de los sistemas de prueba-error. Algunas de las características de estos métodos:
 - Reconocimiento estadístico de patrones.
 - Modelos deformables.
 - Localización de gráficos y patrones.

- Redes neuronales.
- 3. La tercera generación de sistemas de segmentación está caracterizada por aplicar métodos basados en:
 - Modelos de forma.
 - Modelos de apariencia (integrados en modelos estadísticos).

El input más común de cara al proceso de segmentación es el de grupos de imágenes en formato DICOM (Digital Imaging and COmmunications in Medicine [166]), aunque es posible operar con formatos tales como:

- TIFF.
- JPEG.
- BMP.
- Raw Image Data.

Existen en el mercado diferentes paquetes de software [167] que permiten realizar, con mayor o menor detalle, el proceso de segmentación y entre los que cabe destacar:

- Segment® (Medviso) [168]. Es la solución para el tratamiento de imagen médica de la marca Medviso. Permite el uso de herramientas automatizadas de delineación de una forma sencilla, integrando opciones que permiten la realización de análisis funcionales, operaciones cardiacas y reconstrucciones tridimensionales.
- ITK-SNAP [169, 170]. Aplicación orientada a la segmentación tridimensional de imagen médica desarrollada por Paul Yushkevich y Guido Gerig, pertenecientes a las universidades de Pennsylvania y Utah, respectivamente. Se trata de un software gratuito y de código abierto que permite la segmentación semi automática, así como opciones de delineación manual y navegación.
- MITK [171]. Librería C++ para el procesado y análisis de imagen medica desarrollado por el Dr. Tian y su equipo del centro de investigación del Intelligent Medical Research Center. El desarrollo de MITK® está inspirado por el éxito de otros softwares, como el mencionado anteriormente, cuyo propósito principal es el de proporcionar un entorno de trabajo adecuado que combine la función de segmentación, registro y visualización a la comunidad de Imagen Medica.
- NiftySeg (Open Source – University College London) [172]. Herramienta gratuita y de código abierto, orientada a la segmentación cerebral desarrollada en la Universidad College London.
- 3D Slicer [173, 174]. Software multiplataforma, gratuito y de código abierto para la visualización y análisis de imagen medica desarrollado por el equipo de investigación de la universidad de Harvard.
- 3D View [175]. Aplicación orientada al procesado y renderizado de datos volumétricos procedentes de TC o RM desarrollada por la compañía RMR Systems.
- Analyze [176]. Paquete de software para la visualización y análisis tridimensional de imagen medica desarrollado por el equipo de investigación de la Clínica Mayo [177].

- Mimics® [178, 179]. Software desarrollado por la compañía Materialise para el procesamiento y análisis de imagen médica.

Se relata a continuación el proceso lógico de pasos a seguir para la obtención de un modelo tridimensional de la región de interés en el paciente.

4.2.1.1.1. Obtención de imágenes anatómicas: Tomografía Computerizada

En primer lugar se parte de la obtención de imágenes anatómicas del paciente por medio de TC.

La TC de rayos X es la modalidad no invasiva más efectiva para visualización de tejido óseo, debido principalmente a la relativamente elevada atenuación de los rayos X de los componentes del hueso mineralizado en comparación con tejido biológico, generando un elevado contraste entre componentes de distinta naturaleza. La TC es así la herramienta principal utilizada en biomecánica para la generación de modelos tridimensionales para su posterior análisis.

Utilizando una fuente de emisión capaz de avanzar y rotar en torno al paciente se toman proyecciones transversales al eje de desplazamiento y rotación de la fuente cada cierta distancia programada en función de los requisitos de reconstrucción.

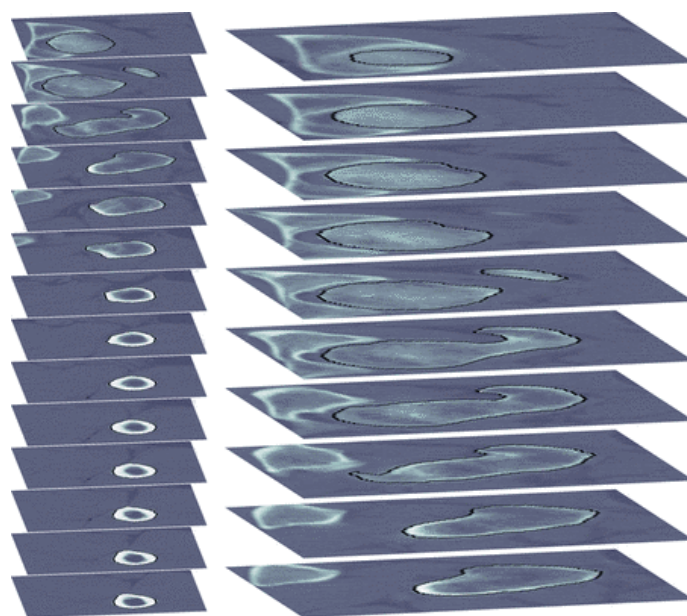


Figura 40 - Grupo de imágenes segmentadas [164].

Las imágenes obtenidas se muestran en términos de “radio-densidad” relativa.

4.2.1.1.2. Reconstrucción tridimensional

En segundo lugar, partiendo de las imágenes obtenidas de la TC el software de análisis utilizado automáticamente convierte los valores obtenidos en Unidades Hounsfield (UH), relacionando los valores obtenidos en las áreas correspondientes (hueso cortical, hueso trabecular, músculo, tejido, etc.) con las referencias obtenidas relativas al contenido en agua [180].

$$H = 1000 \times \frac{CT - CT_w}{CT_w - CT_a}$$

Donde CT_w y CT_a son los valores en UH relativos a agua y aire respectivamente.

La densidad ósea se define como el valor medio expresado en UH en cada Pixel. Estos valores se traducirán finalmente en módulo elástico utilizando correlaciones empíricas entre densidad ósea y propiedades mecánicas del hueso [181].

Una vez obtenidas las imágenes por medio de TC y determinada la correlación densidad de tejido - UH, es necesario particularizar la información objeto de análisis. Para ello es necesario umbralizar las capas y escoger un rango determinado de validez de UH [182].

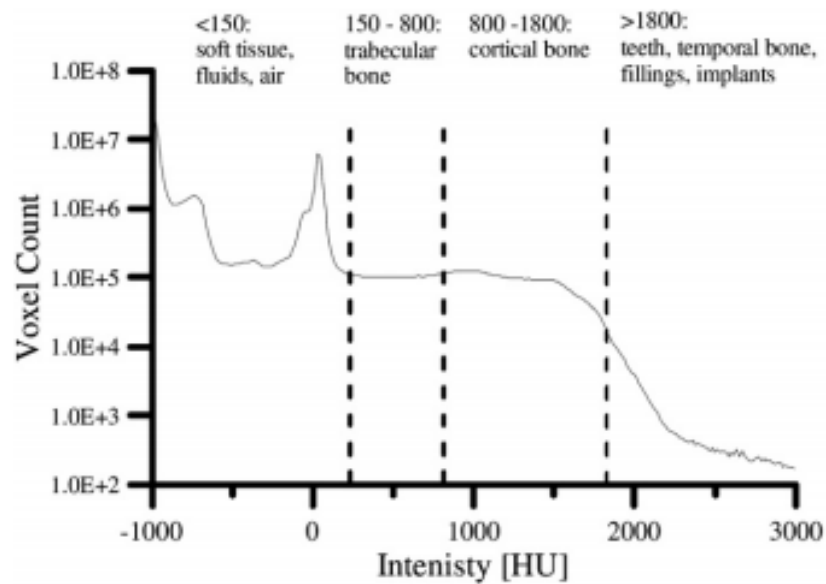


Figura 41 – Histograma de valores de Unidades Hounsfield procedentes de TC, referidos a los umbrales de los distintos tipos de tejido [183].

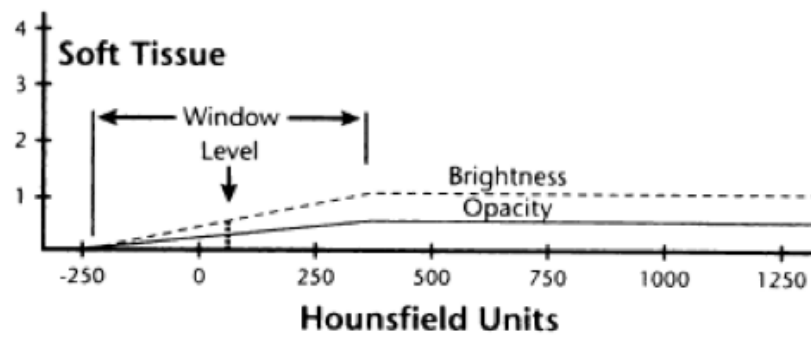


Figura 42 - Rangos de validez en UH para la selección de Tejido Blando [182].

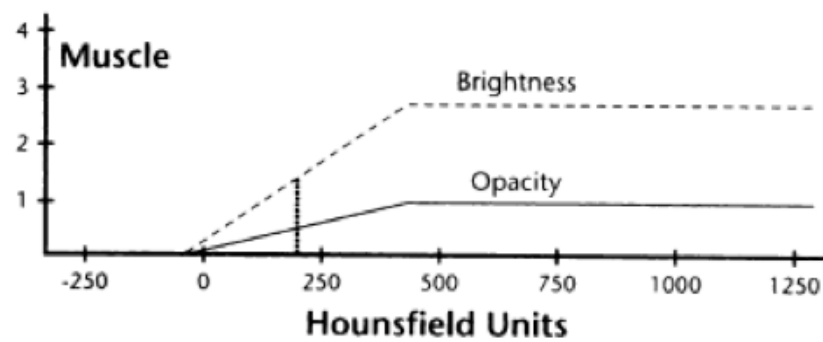


Figura 43 - Rangos de validez en UH para la selección de Tejido Muscular [182].

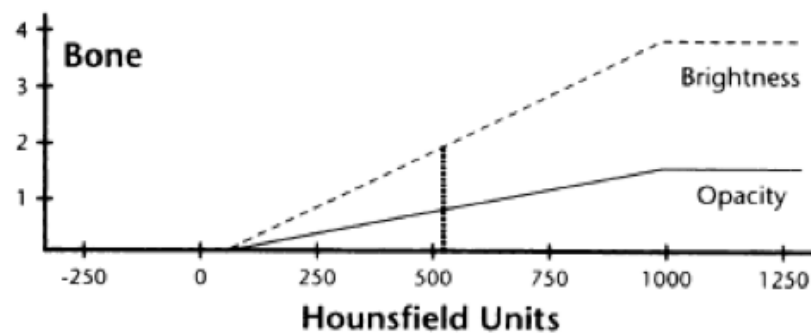


Figura 44 - Rangos de validez en UH para la selección de Tejido Óseo [182].

Empleando los rangos de validez en términos de UH para cada tipo de tejido, es posible aislar cada uno de ellos, facilitando la tarea posterior de reconstrucción sin introducir “ruido” procedente de los elementos colindantes.

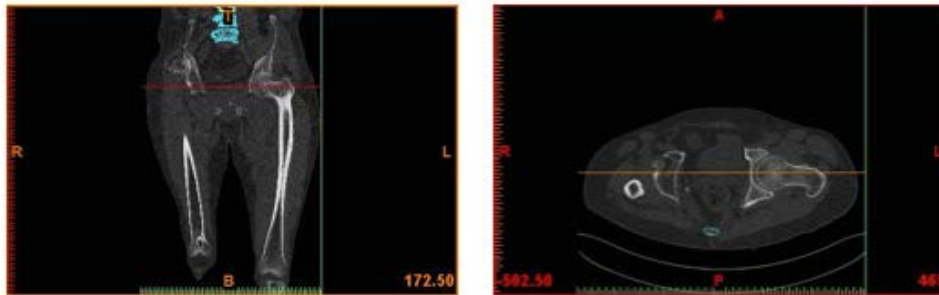


Figura 45 – Proyección de la región de interés sobre imágenes de la tomografía.

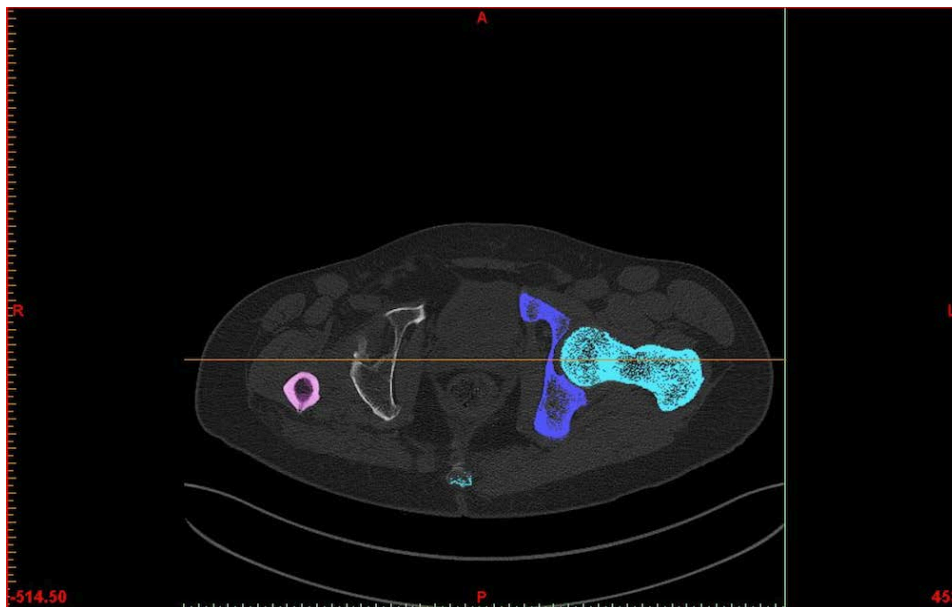


Figura 46 - Proceso de Umbralizado y Aislamiento

Una vez aisladas las regiones de interés mediante umbralización basada en las UH y su correlación con el factor densidad [184], utilizando el algoritmo de reconstrucción del software empleado, es posible obtener un modelo en tres dimensiones. El modelo obtenido no es aún un sólido volumétrico sobre el que es posible operar directamente, y es necesario un post-procesado de la información obtenida.

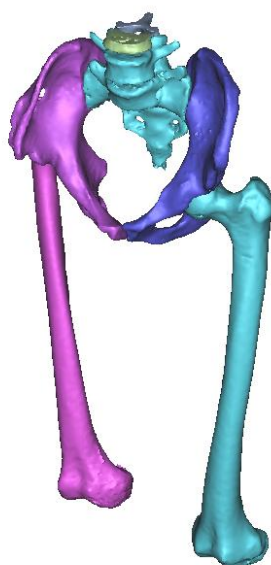


Figura 47 - Reconstrucción en 3D de la región de interés del paciente

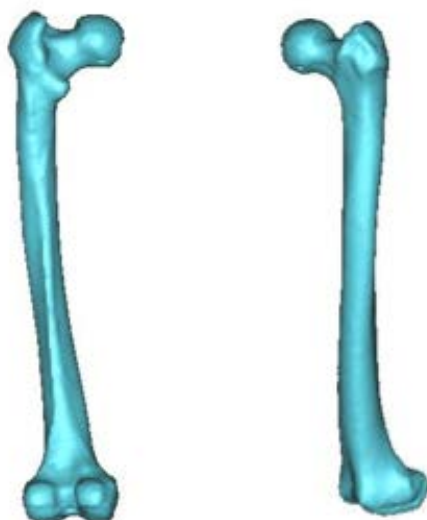


Figura 48 - Reconstrucción aislada de fémur izquierdo

4.2.1.1.3. Post-procesado del modelo

Una vez obtenido el sólido 3D será necesario realizar su post-procesado:

- Posicionamiento adecuado del modelo 3D generado.
- Reproducción de la técnica quirúrgica.
- Ubicación del implante.

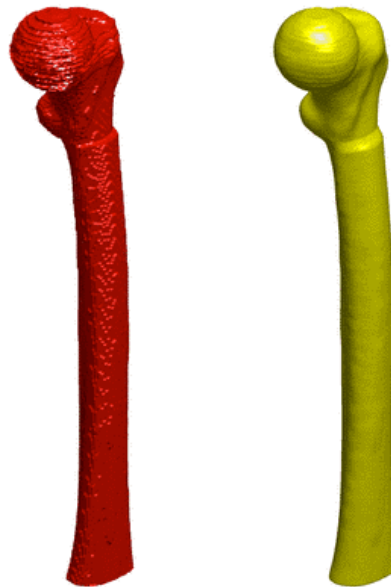


Figura 49 - Recuperación de sólido y tratamiento con software 3D [164].

4.2.1.1.4. Mallado

Con la información obtenida tras la reconstrucción tridimensional y el post-procesado, se procede al mallado de la estructura, operación mediante la cual se re-organiza la topología de las superficies del sólido obtenido en el paso anterior.

El proceso de mallado dividirá, mediante líneas o superficies virtuales, el sólido en un número determinado de elementos finitos, que permanecen conectados entre sí mediante un número discreto de nodos.

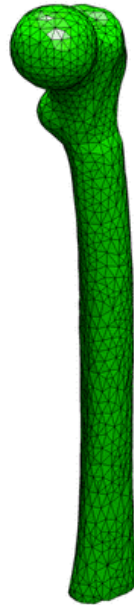


Figura 50 - Sólido mallado [164].

Los pasos básicos seguidos durante el proceso de mallado:

1. *Verificación de la no existencia de gaps o paredes finas.* A partir de la geometría reconstruida, se procede a la realización de una operación de envoltura, que conservando la forma permitirá cerrar cualquier tipo de pequeñas inclusiones que hayan podido pasar desapercibidas durante el proceso de reconstrucción.
2. *Proceso de suavizado de la malla.* Con esta operación se reduce el nivel de detalle del modelo generado, que no será relevante de cara a un posterior procesamiento mediante el método de MEF.
3. *Reducción de triángulos para optimizar operaciones de cálculo posteriores.* Se realizará esta operación manteniendo un error geométrico máximo de un 10%. Esta operación permitirá mantener una estructura de malla representativa, elevando la eficiencia del proceso de cálculo.
4. *Mejora de la calidad de la malla.* Se realizará un mallado intermedio, que permitirá uniformizar tanto la calidad de los triángulos como las longitudes de bordes de los elementos que componen la malla. Durante esta operación, será posible realizar mallados finos en zonas específicas del fémur a analizar, que permitan obtener resultados más precisos.

5. *Reducción de triángulos.* Aplicando esta operación de nuevo se evita la concentración de pequeños triángulos en zonas fuera de las regiones de interés y logrando, una vez más, una uniformización general.
6. Verificación de intersecciones. Es muy importante verificar la calidad real de la malla para evitar problemas de rendimiento en el procesado de la información en el módulo de MEF.

El proceso de mallado genera un sólido que, tras la posterior reconstrucción volumétrica, puede ser directamente transferido al módulo de elementos finitos.

4.2.1.2. Caracterización de materiales

Idealmente todos los materiales son isótropos y homogéneos. Se entiende que un material es isótropo cuando sus propiedades son las mismas sea cual sea la dirección del eje de coordenadas en el que se mida.

Las propiedades del material pueden ser las mismas medidas en todas las direcciones, y el material contar con la misma composición en todos sus puntos, y es entonces cuando este se conoce como *isótropo y homogéneo*.

Por otro lado el material puede tener las mismas propiedades en cada uno de sus ejes, pero tener distinta composición según el punto de análisis. En este caso el material se conoce como *isótropo no homogéneo*.

Cuando un material muestra distintos valores para una misma propiedad medidos en la misma dirección de un eje del sistema de coordenadas establecido, y cuando su composición varía según el punto de análisis, el material se puede describir como anisótropo y no homogéneo, siendo este el caso del *tejido biológico*.

Uno de los factores con mayor relevancia en un análisis por medio del MEF, es la caracterización del comportamiento real del modelo. El caso del análisis por medio de MEF aplicado a tejidos biológicos no es una excepción y se trata este de uno de los puntos clave del éxito en la predicción del comportamiento real en pacientes.

La precisión con la que este método de análisis puede dar sus resultados radica en varios factores:

- *Geometría ósea* utilizada para el análisis (cuanto más próxima sea esta geometría a la realidad más precisa será la aproximación).
- *Correcta aplicación de condiciones de contorno* y restricciones espaciales.
- *Caracterización de materiales* [185].

La TC proporciona la precisión necesaria respecto a la topología geométrica del hueso basando la misma en la diferencia de contrastes entre el tejido óseo y el tejido blanco circundante [186-188].

La TC se puede emplear del mismo modo como herramienta para realizar la asignación de propiedades mecánicas del conjunto. Cada elemento obtenido en la reconstrucción volumétrica, tras la reconstrucción ósea, se caracteriza con una densidad determinada, dependiente de la escala de grises procedente de la TC.

Está demostrado que la densidad aparente del tejido óseo tiene una relación aproximadamente lineal con las UH [180]. Las propiedades mecánicas del hueso tienen una relación empírica de tipo potencial con la densidad aparente del tejido óseo [189], aunque esta relación se asocia por lo general con la ubicación anatómica del punto de medida [190].

Se han propuesto numerosos modelos de elementos finitos en los que las propiedades se asignan de forma isotrópica [191, 192] sin embargo está probado que el material óseo es anisótropo y este método de asignación de propiedades se ha comenzado a utilizar de forma reciente [193-196].

Hay constancia de estudios que indican la factibilidad del uso de bases de datos para estimar la anisotropía de las propiedades del hueso del paciente de una forma personalizada, lo cual puede mejorar de forma muy considerable las estimaciones realizadas a priori mediante simulaciones [197].

Por medio del análisis de datos recopilados experimentalmente, el estudio “Critical evaluation of known bone material properties to realize anisotropic FE-Simulation of the proximal femur” [189] prueba la factibilidad del desarrollo de un modelo anisótropo por medio de MEF con los conocimientos actuales sobre las propiedades del material óseo.

El método de asignación de propiedades depende en gran manera del ámbito de aplicación y del tipo de análisis particular a realizar, y no solo del tipo de hueso, y por tanto la asignación real de propiedades basadas en comportamiento anisotrópico del material, es muy importante para el análisis por medio de MEF de pequeñas muestras, sin embargo en análisis globales comparativos esta precisión puede ser omitida [198].

4.2.1.2.1. Asignación de propiedades

La información derivada de la TC del paciente proporciona el input necesario para realizar la estimación adecuada de las propiedades mecánicas del volumen óseo.

Existe un extenso conocimiento acerca de la relación directa entre la densidad efectiva del tejido óseo y los resultados obtenidos del análisis por medio de TC [180].

Constan en la literatura numerosas expresiones que relacionan las densitometrías y las propiedades mecánicas del capital óseo en cuestión. Comúnmente las ecuaciones que relacionan las propiedades mecánicas del hueso con su densitometría, se expresan en función de la relación *Módulo de Elasticidad-Densidad*, relacionando estas la densidad estimada a partir de la información procedente de la tomografía del paciente, con el módulo de Young correspondiente.

Estas expresiones Elasticidad-Densidad son utilizadas con frecuencia en la generación de modelos para el análisis por MEF [199, 200], sin embargo no existe aún un formato unificado para la predicción de las propiedades óseas a partir de expresiones matemáticas.

Es posible encontrar referencias [199, 201, 202] dirigidas al análisis de la relación entre los dos parámetros citados anteriormente donde es evidente la *no uniformidad* de conclusiones. Esta variabilidad se puede explicar teniendo en cuenta la complejidad de la técnica experimental de medida de propiedades mecánicas de un material anisotrópico y altamente poroso como es el hueso trabecular.

Se muestran a continuación algunos ejemplos de estimaciones empíricas de la citada relación Elasticidad–Densidad [203]:

Foco	Módulo de elasticidad	Tipo de Hueso
Cuello Femoral	$E = 1.310\rho_{app}^{1.40}$	Trabecular
Metáfisis Femoral	$E = -13.43+14.261\rho_{app}$	Cortical
Región Femoral distal	$E = 10.88\rho_{ash}^{1.61}$	Trabecular
Cabeza Femoral	$E = 0.573\rho_{app}-0.0094$	Trabecular
Fémur	$E = 10.5\rho_{ash}^{2.29}$	Cortical / Trabecular

Tabla 2 - Relaciones Elasticidad - Densidad para distintas regiones y tipos de hueso

Donde:

- ρ_{app} = Densidad Aparente (masa de tejido / Volumen total de la muestra).
- ρ_{ash} = Densidad de polvo óseo (Densidad calculada para la masa de polvo óseo).

Existen diferentes métodos para la determinación de propiedades mecánicas que permiten caracterizar la estructura ósea del paciente para cada caso particular. A continuación se describen los más característicos.

4.2.1.2.1.1. Asignación de propiedades a partir de TC

Los sistemas basados en la evaluación de datos procedentes de TC son capaces de medir la tasa de atenuación de la imagen para diferentes tejidos.

En el caso particular del tejido vivo se puede establecer una relación numérica entre Unidades Hounsfield y la densidad del mismo [180].

Estos métodos cuentan con la desventaja de la excesiva cantidad de tiempo requerida para la generación de modelos a partir de los análisis del paciente.

Sin embargo este sistema de asignación de propiedades [204] cuenta con una serie de ventajas:

1. Las imágenes obtenidas a partir de TC proporcionan información muy precisa acerca de la geometría ósea.
2. La densidad radiográfica obtenida a partir de las imágenes de TC se puede relacionar directamente con las propiedades mecánicas del hueso (E - ρ_{app} ; E - ρ_{ash}).

Con la calibración adecuada del equipo, las imágenes obtenidas por medio de esta técnica pueden proporcionar información muy precisa sobre la morfología ósea y sobre la densidad del tejido escaneado.

El método más utilizado para la caracterización de estructuras óseas es el basado en la geometría obtenida a partir del análisis del paciente [188, 205]. Se ha prestado especial atención y esfuerzo al proceso de automatización para la generación de modelos tridimensionales a partir de datos de TC y su correspondiente asignación de propiedades [206-208], básicamente en lo que se refiere al desarrollo de paquetes de software específicos de cara a la simulación por medio de elementos finitos [185, 209] que interaccionen entre los datos obtenidos de la TC y el modelo a simular.

4.2.1.2.1.2. Análisis modal mediante MEF

Partiendo del modelo de hueso obtenido a partir de la TC se miden las frecuencias naturales usando análisis modal.

Con la geometría obtenida a partir de la TC se genera un mallado, creado con la distribución de densidad establecida mediante correspondencia entre la masa del modelo generado y la masa del hueso real. Se establecen entonces los máximos valores de las constantes elásticas ortotrópicas por comparación entre las predicciones del análisis modal y las frecuencias naturales experimentales, para finalmente comparar constantes elásticas del hueso derivadas del análisis modal con medidas por medio de técnicas ultrasónicas [210].

4.2.1.2.1.3. Métodos matemáticos de medida de análisis espectral

Los métodos de análisis espectral proporcionan la relación entre parámetros estructurales y propiedades eléctricas y viscoelásticas y están basados en relaciones analíticas y caracterización de resonancias de la estructura ósea.

El método está basado en la construcción de la medida espectral, bien por medio de cálculo directo a partir de imágenes procedentes de micro-TC o bien por medio de medidas de propiedades eléctricas o viscoelásticas en un rango de frecuencias determinado [211].

4.2.1.2.1.4. Generación de modelos 3d para su análisis por medio de elementos finitos a partir de radiografías 2d

El análisis por medio de MEF es el método más frecuentemente utilizado para la estimación del rendimiento de estructuras óseas y su correspondiente riesgo de fractura, y la TC el sistema más comúnmente utilizado para la caracterización de modelos a la medida del paciente.

La generación de modelos orientados al análisis por MEF valiéndose de datos obtenidos a partir de TC tiene como ventaja una alta precisión, tanto en la definición geométrica del modelo, como en la asignación precisa de propiedades mecánicas. En el estudio de Thevenot et al. [212], se presenta un nuevo método el desarrollo de modelos 3D para análisis por medio de MEF a partir de imágenes radiográficas 2D.

Este método construye el modelo 3D automáticamente a partir de la forma geométrica del fémur, derivada de simples medidas de dimensiones geométricas. Las propiedades del material derivan directamente del índice de homogeneidad proporcionado por el análisis de la textura de las radiografías.

Esta técnica se presenta como una alternativa a las técnicas de “Active Shape Modelling” (ASM), utilizada en la mayor parte de estudios que reconstruyen volúmenes a partir de imágenes bidimensionales, argumentando como mayor ventaja su definición del contorno interno del hueso cortical, efecto no logrado en la técnica de ASM.

4.2.1.2.2. Criterio para la caracterización de materiales

El presente estudio plantea un análisis comparativo de dos técnicas quirúrgicas diferentes sobre un mismo paciente, por lo que la precisión, en lo que al análisis de cada técnica concreta se refiere, queda en segundo plano. Se describirá la estructura femoral del paciente como lineal elástica, isotrópica y homogénea [192, 213].

Aunque los métodos basados en la asignación de propiedades mecánicas a partir de TC resultarían ser efectivos para el presente análisis, dado el carácter de la técnica alternativa a estudiar, y dado el protocolo de transferencia de propiedades en el módulo de análisis no resulta directamente posible la asignación adecuada de propiedades en ambos métodos por lo que no sería posible realizar una comparación realista de los resultados obtenidos tras las simulaciones.

Cuando se realiza la asignación de propiedades a partir de datos de TC se siguen los pasos descritos a continuación y ya comentados anteriormente:

1. Se extrae una superficie del sólido a estudiar.
2. Tras el procesado adecuado se realiza el mallado y la reconstrucción volumétrica del objeto de estudio.
3. Con el sólido obtenido, y con la proyección del mismo sobre las imágenes obtenidas a partir de la TC se realiza la asignación de propiedades basada en las relaciones lineales entre densidad aparente y la escala de grises de las imágenes obtenidas en la TC.

La técnica alternativa a analizar en el presente estudio requiere de la modificación del sólido a estudiar, ranurando el mismo y separando los fragmentos obtenidos para la introducción del implante de la talla adecuada. Dada la secuencia de pasos descrita anteriormente, es posible la modificación del sólido para adaptarlo a las condiciones del estudio a realizar, sin embargo una vez proyectado el sólido sobre las imágenes obtenidas para realizar la asignación de propiedades, la correspondencia no es real, sino que existe un desplazamiento de contornos en la frontera entre fragmentos óseos y regiones de tejido blando. Para poder realizar la asignación real de propiedades sería necesario modificar las imágenes DICOM de origen de tal modo que tras la reproducción de la técnica quirúrgica exista una correspondencia de elementos uno a uno entre las proyecciones generadas durante la TC y los elementos del sólido reconstruido. Tras la consulta con el desarrollador del software [178, 214] se determina que esto no es posible.

4.2.1.3. Sistema de referencia para aplicación de condiciones de carga

La base para la aplicación de cargas es el establecimiento de un sistema de referencia robusto.

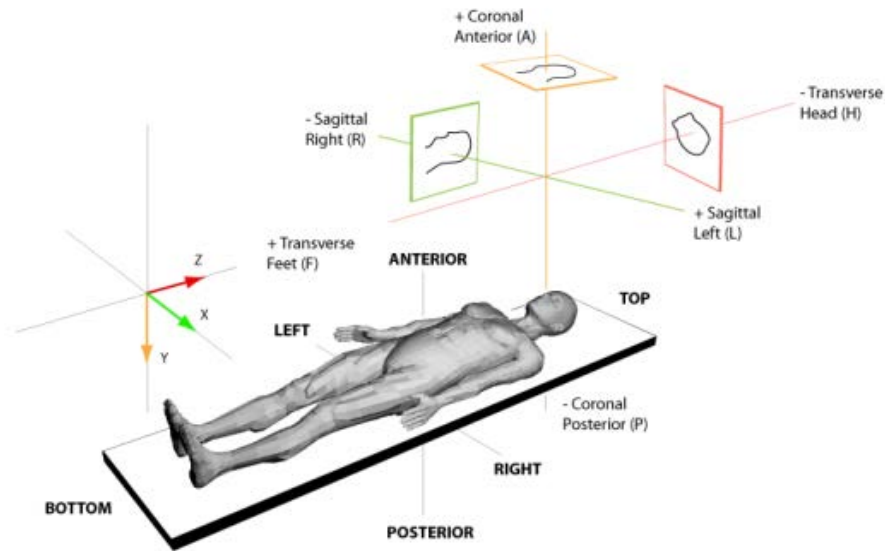


Figura 51 - Descripción de los planos de referencia

Se adoptará como sistema de referencia el definido por Bergmann [215, 216].

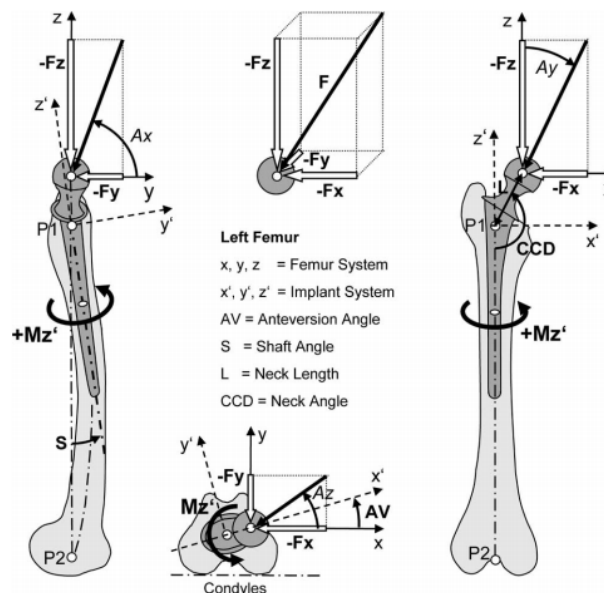


Figura 52 - Sistema de coordenadas en fémur e implante sobre la cadera izquierda [216].

Se establecen tres ejes x , y , z cumpliendo la regla de la mano derecha para la cadera izquierda.

El eje x apuntará hacia el plano sagital, con el eje $+y$ apuntando en dirección anterior, y el $+z$ hacia la región superior.

Se denotan los ángulos de actuación de las fuerzas con A_x (en sentido de las agujas del reloj en torno al eje $+x$ y medido desde y), A_y (en torno al eje $+y$ y medido desde z) y A_z (en torno al eje $+z$ y medido desde x).

La fuerza F genera unos momentos M en el implante, con componentes M_x , M_y y M_z , que actúan en sentido de las agujas del reloj en torno a los ejes x' , y' y z' del sistema de referencia del implante.

El sistema de referencia del implante se encuentra rotado un ángulo S (debido al ángulo de introducción del implante) respecto al sistema de referencia base (en sentido de las agujas del reloj en torno a $+x$) y un ángulo AV (ángulo de anteversión) en torno al eje z .

4.2.1.4. Condiciones de carga

La adecuada selección de las cargas aplicadas en la estructura ósea es determinante para la simulación, el ensayo y el análisis de los valores de desgaste, resistencia y estabilidad de los implantes.

Las condiciones de carga a las que se ve sometida la estructura ósea del ser humano vienen definidas por los factores descritos a continuación.

1. Peso y Morfología ósea:
 - Longitud de cuello femoral.
 - Ángulo de cuello femoral.
 - Anteversión.
 - Posición del centro de la articulación de cadera.
2. Interacción Muscular.
3. Tipo de actividad desarrollada por el paciente.

4.2.1.4.1. Peso y morfología ósea

Las cargas efectivas sobre la región pélvica son muy sensibles a la geometría modelada que contará con determinadas particularidades en cada sujeto.

Heller [217] muestra en su estudio un aumento en las fuerzas de interacción y en los momentos de flexión en la zona pélvica con un aumento de la anteversión femoral.

Un aumento en la longitud del cuello femoral tiene como consecuencia un aumento en las fuerzas de contacto y una reducción en la componente vertical de la carga, del mismo modo que una variación en el ángulo del cuello femoral tiene un efecto mínimo en la distribución de cargas. El modelado de características particularizadas sobre un paciente determinado (longitud de cuello femoral, ángulo de cuello femoral, anteversión y localización del centro de rotación de la articulación) tiene como consecuencia una variación significativa en las fuerzas de contacto medio-laterales y totales, y afecta de modo notable a los casos de carga en la articulación de cadera [218].

En el estudio de Delp et al. [219], se muestra como cambios en la longitud del cuello femoral, variaciones en el ángulo del cuello femoral, anteversión, y variaciones en la posición del centro de rotación de la articulación de cadera afecta notablemente a la capacidad de actuación de los músculos de la zona pélvica.

4.2.1.4.2. Interacción muscular

La estabilidad de los implantes de cadera depende, entre otros factores, de las condiciones de carga a las que la articulación se ve expuesta [220]. La contracción muscular es la responsable de la mayor parte de las cargas en articulaciones, y por tanto su consideración en los modelos de estudio marca una diferencia importante [221]. La complejidad de la estructura muscular y la falta de información real sobre la interacción musculo-esquelética hace que los análisis sobre modelos teóricos se realicen asumiendo condiciones mucho menos complejas, y menos realistas al mismo tiempo, que las que en realidad se dan en un paciente.

A lo largo de la historia ha habido repetidos intentos para la creación de modelos, tanto experimentales [222], como numéricos [223], que contemplen la interacción muscular sobre la estructura ósea del modelo.

En su estudio “Determination of muscle loading at the hip joint for use in pre-clinical testing”, Heller et al. [224], centran sus esfuerzos en el desarrollo de un modelo completo de cargas para la región proximal del fémur, considerando tanto fuerzas de reacción articulares como la interacción muscular con las mismas.

En la actualidad, solo un reducido grupo de estudios han incluido la interacción muscular en sus modelos [225], sin embargo en general el input muscular, y las fuerzas de contacto en articulaciones / huesos, se tratan de forma independiente.

4.2.1.4.3. Tipo de actividad desarrollada por el paciente

Las actividades rutinarias en cualquier ser humano son de variada índole, y el carácter de las mismas influye de manera notable en el rendimiento de su estructura ósea y de, en caso de pacientes con ATC, sus implantes. Es por ello necesario contar con una referencia sobre estas actividades, para caracterizar los casos de carga con aquellas actividades más exigentes o más intensas.

En su estudio “Duration and frequency of every day activities in total hip patients”, Morlock [226] presenta un sistema para determinar la frecuencia y duración de las actividades rutinarias de pacientes con ATC. Como resultado se determina que las actividades más frecuentes, por orden de duración:

- Sentado (44.3%).
- De Pie (24.5%).
- Caminando (10.2%).
- Tumbado (5.8%).
- Subiendo escaleras (0.4%).

En su trabajo “Hip contact forces and gait patterns from routine activities”, Bergmann [215] realiza un análisis extendido a otra serie de actividades rutinarias, incluyendo:

- Caminando a Velocidad Lenta.
- Caminando a Velocidad Normal.
- Caminando a Velocidad Rápida.
- Subiendo escaleras.
- Bajando escaleras.
- Levantándose de una silla.
- Sentándose en una silla.
- Manteniendo el equilibrio en una pierna.
- Doblando las rodillas.

Dado que la carga sobre la articulación de la cadera durante el resto de actividades rutinarias en todos los pacientes resulta relativamente baja, concluye Bergmann en su estudio que los implantes para pacientes con ATC deberían ser ensayados bajo condiciones de carga que simulen actividades de:

- Deambulación a velocidad normal (238% del peso corporal).
- Subida / bajada de escaleras (251% del peso corporal).

Duda [227] en su publicación “Internal Forces and Moments in the femur during Walking”, concluye:

- En la región proximal y distal del fémur es donde se muestran los mayores valores de carga axial y cortante, reduciéndose estos en la zona diafisaria.
- Este efecto se debe a la interacción muscular, que incrementa los valores de las cargas en las zonas “cubiertas”, y que a su vez conduce a un fémur básicamente comprimido axialmente con fuerzas cortantes cercanas a cero en la zona diafisaria.
- Los momentos de torsión durante la fase de deambulación resultan ser sorprendentemente reducidos y permanecen constantes a lo largo de todo el vástago femoral. No se encuentran influencias notables debidas a la interacción muscular sobre los valores torsionales.
- Los momentos de flexión son mínimos comparados con un análisis en el que se desprecian las interacciones musculares. Estos valores son alternados y no constantemente orientados en una única dirección.

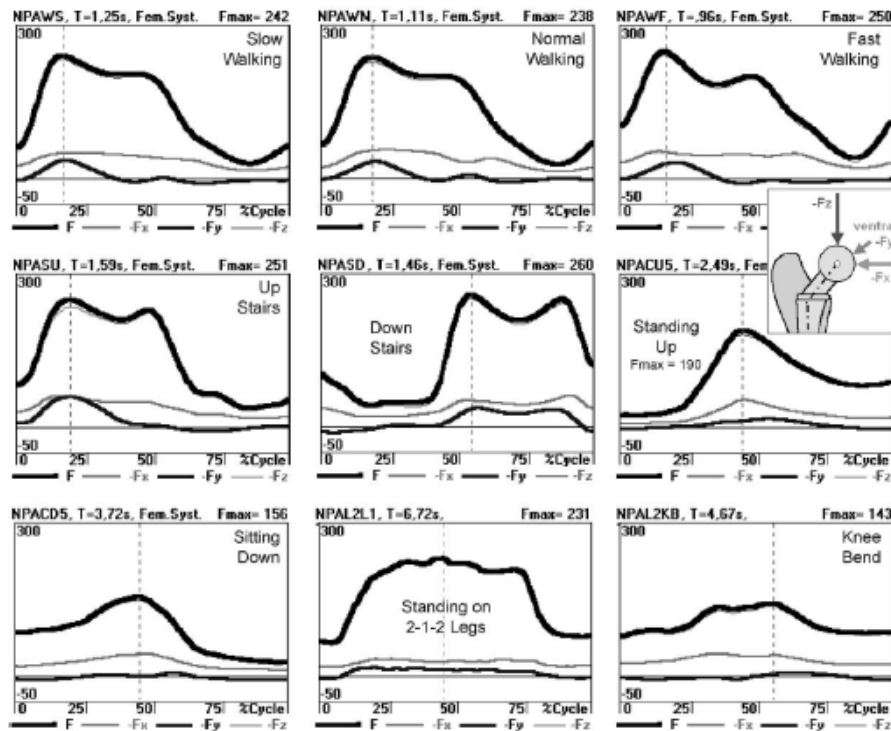


Figura 53 - Perfiles de carga durante el desarrollo de diferentes actividades [227].

Actividad	Cargas	Descomposición de Fuerzas (N)			Resultante (N)
		x	y	z	
Deambulaci3n	Abductor	518	-29	700	871
	Tensor Fascia Latae (regi3n proximal)	70	87	113	159
	Tensor Fascia Latae (regi3n distal)	-11	4	-159	159
	Vasto Lateral	-34	199	-766	792
	Regi3n Intersegmental	-162	-17	-1172	1184
	Fuerza de contacto en la cadera	-750	-75	-1985	2124
Subida de escaleras	Abductor	639	174	706	968
	Tensor Fascia Latae (regi3n proximal)	122	3	129	178
	Tensor Fascia Latae (regi3n distal)	-15	2	-198	199
	Vasto Lateral	-60	257	-1135	1166
	Vasto Medial	-158	470	-2245	2299
	Regi3n Intersegmental	-225	-142	-1272	1300
	Fuerza de contacto en la cadera	-987	-319	-2107	2349

Tabla 3 - Actividades cr3ticas y componentes de fuerza [228].

4.2.1.4.4. Criterio para la aplicaci3n de condiciones de carga

En la informaci3n recogida anteriormente se presentan distintos an3lisis, te3ricos y pr3cticos, para determinar los casos de cargas sobre un paciente determinado.

Existe en la literatura una serie de discrepancias entre la validez de modelos te3ricos y su reproducibilidad en seres humanos. Del mismo modo no existe, en general, un acuerdo sobre los valores m3s cr3ticos de estas condiciones de carga.

Ciertas tendencias centran sus estudios en el an3lisis de fuerzas de reacci3n en articulaciones [229], despreciando la interacci3n muscular, mientras otras generan complejos modelos te3ricos que consideran estas y las primeras [224, 225], determinando el efecto principal de las inserciones musculares.

Para la realizaci3n de un proceso te3rico de simulaci3n, un consenso es necesario en cuanto al input de condiciones de cargas. En el trabajo “Realistic loads for testing hip implants” [216], se aborda de forma muy precisa este tema, definiendo condiciones de carga para implantes de cadera basadas en mediciones “in vivo”, y cotej3ndolas con aquellas definidas en los est3ndares ISO (Ver [Anexo I](#)).

Con esta informaci3n es posible definir una serie de escenarios, de los que ser3n filtrados aquellos de car3cter m3s cr3tico, para la realizaci3n de posteriores simulaciones sobre la t3cnica planteada en el presente trabajo.

Partiendo del trabajo de Morlock [226], se extraen las condiciones m3s cr3ticas para el an3lisis:

- Paseo / Deambulaci3n.
- Bajada de Escaleras.

Se consideran como condiciones para el ensayo,

- Valores de pico de carga promedios y valores de pico de carga máximos. Los valores de carga promedio se establecen para un paciente promedio con un peso de 750 N. Los valores de pico de carga máximos se dan en sujetos con un peso de 1000 N, donde las fuerzas máximas son 25% más elevadas que las del paciente “típico”.
- Actividades de bajo y alto nivel de impacto (son en particular las actividades de deambulación y bajada de escaleras, bien para cargas promedio o máximas). La actividad de Paseo es la actividad más frecuente ligada a cargas elevadas en el implante, y por tanto es la actividad básica dentro del grupo de actividades de alto nivel de impacto. Las fuerzas máximas en actividades de subida o bajada de escaleras son prácticamente las mismas que durante la actividad de paseo, sin embargo los picos de momento torsional (M_z) son mucho más altos durante estas actividades. Esta información es consistente con la literatura existente [228, 230].

De este modo, se utilizarán como *input* de cargas para las simulaciones las actividades consideradas críticas en el grupo de *alto nivel de impacto*, tanto para valores de carga promedios como para niveles de carga máximos.

En las tablas 4 y 5 se muestran las cargas promedio y cargas máximas obtenidas para una serie de actividades normalizadas y analizadas en la literatura [216].

Valores de carga medios								
Actividad	Fuerza de contacto (N)				Dirección de la Fuerza			Par (Nm)
	<i>F</i>	$-F_x$	$-F_y$	$-F_z$	A_x	A_y	A_z	M_z'
Deambulación	1800	403	249	1736	81.8	13.1	31.8	-11.5
Bajada de escaleras	2000	370	292	1944	81.5	10.8	38.3	-13.7
Posición erguida	1500	420	105	1436	85.8	16.3	14	-7.8
Posición sentada	1200	323	-5	1155	90.2	15.6	-0.8	-3.9
Posición sobre una pierna	1800	203	108	1785	86.5	6.5	28.1	-9
Rodillas dobladas	1100	290	39	1060	87.9	15.3	7.7	-4.4

Tabla 4 - Output de valores de carga promedio [216].

Valores de carga de pico								
Actividad	Fuerza de contacto (N)				Dirección de la Fuerza			Par (Nm)
	<i>F</i>	$-F_x$	$-F_y$	$-F_z$	A_x	A_y	A_z	M_z'
Deambulación	3900	873	540	3761	81.8	13.1	31.8	-25
Bajada de escaleras	4200	776	613	4082	81.5	10.8	38.3	-28.8
Posición erguida	2900	813	203	2776	85.8	16.3	14	-15.1
Posición sentada	2400	647	-9	2311	90.2	15.6	-0.8	-7.8
Posición sobre una pierna	3600	405	217	3570	86.5	6.5	28.1	-18.1
Rodillas dobladas	2600	685	93	2506	86.5	6.5	28.1	-10.3

Tabla 5 - Output de valores de carga de pico para alto nivel de impacto [216].

4.3. MATERIAL UTILIZADO

4.3.1. TAC

Se utiliza información procedente de la TC del paciente MIHM con una cadera patológica operada inicialmente mediante técnicas de reemplazamiento de cadera tradicionales.

Para la obtención de imágenes se utiliza un escáner SIEMENS / Sensation 16 de 140 kV.

La separación entre cortes transversales es de 2 mm, considerando para el análisis 200 secciones.

El formato de almacenamiento de imágenes es DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine [166]).

4.3.2. SOFTWARE EMPLEADO

Para la realización de este estudio ha sido necesaria la utilización de una serie de programas de difusión comercial para el desarrollo de tareas de tratamiento de imagen médica, segmentación, modelado 3D, mallado y análisis por medio de MEF. Se han empleado las licencias académicas cuando ha sido posible, contando con las disponibles en Philips Medical Systems [231] en el resto de casos.

Se expone a continuación una breve descripción de cada uno de ellos.

4.3.2.1. Solidworks

El paquete de software SolidWorks® de Dassault Systemes® [232] integra una serie de herramientas CAD para el diseño en 3D, permitiendo crear y modificar rápidamente sólidos y conjuntos.

Incorpora además bloques de gestión de datos de productos, análisis de tolerancias, simulaciones y análisis de mecanismos en un solo paquete de fácil manejo y con un potente rendimiento.

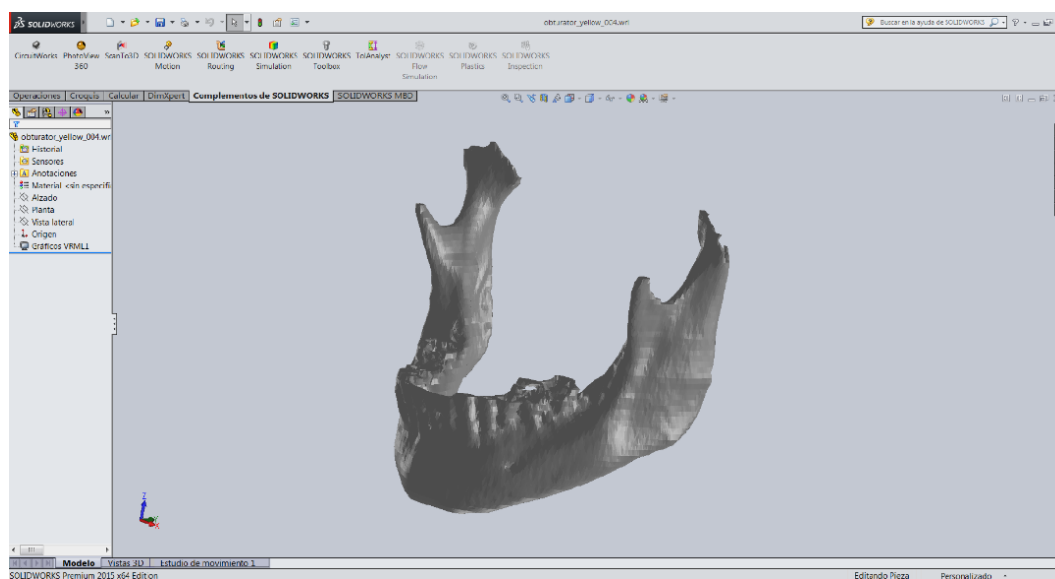


Figura 54 - Entorno del programa SolidWorks® de Dassault Systemes® [232].

4.3.2.2. Mimics

Mimics® [178] es un paquete de software comercial especialmente desarrollado por Materialise® para el procesamiento de imagen médica. Mimics® permite segmentar imágenes bidimensionales apiladas (a partir de TC, micro-TC, MRI, Resonancia Magnética, etc.) generando como resultado volúmenes de muy elevada precisión de la anatomía del paciente de origen. Estas imágenes pueden emplearse para diversas aplicaciones ingenieriles directamente en Mimics, o exportando los modelos a otras aplicaciones secundarias de carácter estadístico, CAD o paquetes de análisis por MEF.



Figura 55 - Entorno del programa Mimics® de Materialise® [178].

4.3.2.3. 3-Matic

3-Matic [233] es un software desarrollado por Materialise®, dedicado principalmente al pre-procesado y generación de mallados. 3-Matic emplea archivos STL como input, por lo que resulta muy útil para el procesamiento de datos anatómicos procedentes de la segmentación de imágenes médicas.

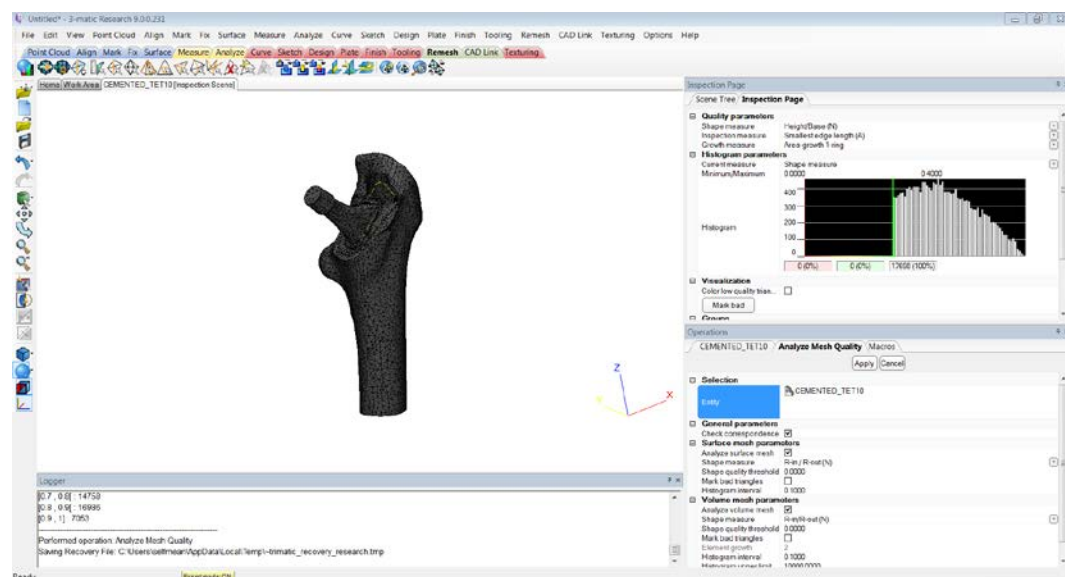


Figura 56 - Entorno del programa 3-Matic de Materialise® [233].

3-Matic es directamente compatible con Mimics, permitiendo el intercambio bidireccional de información. Se transfieren a 3-Matic las superficies obtenidas tras la segmentación en Mimics, permitiendo el mallado adecuado de las mismas y su posterior reconstrucción volumétrica, que en pasos posteriores permitirá su análisis por medio de elementos finitos con el software adecuado.

4.3.2.4. ANSYS

Ansys® [234] es un paquete completo de software de simulación por medio de elementos finitos que permite predecir de forma virtual el rendimiento de modelos tridimensionales bajo un entorno real de condiciones de carga.

ANSYS está dividido en tres herramientas principales conocidos como módulos:

- Pre-procesador (creación de geometría y mallado).
- Procesador.
- Post-procesador.

Tanto el pre-procesador como el post-procesador están provistos de una interfaz gráfica.

Mediante el uso de este software es posible integrar los modelos volumétricos obtenidos tras el proceso de segmentación y mallado y aplicar sobre los mismos las condiciones de contorno y los casos de carga para finalmente determinar su rendimiento.

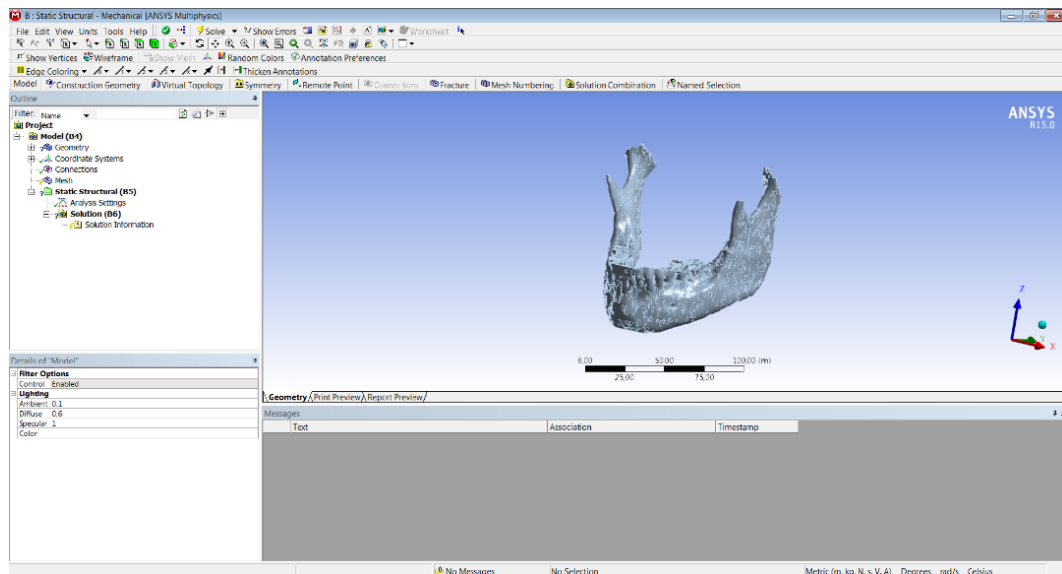


Figura 57 - Entorno del programa Ansys® [234].

4.3.2.5. Neteous

NETEOUS® [235, 236] es un software de planificación y simulación quirúrgica comercializado por Socinser®. Socinser® [237] es una compañía dedicada al diseño, fabricación y comercialización de implantes quirúrgicos y equipos médicos especiales.

El desarrollo de NETEOUS®, llevado a cabo por el equipo de investigación GIworks, es consecuencia de la experiencia acumulada en los más de diez años en el sector de Traumatología y Ortopedia, los más de 50 proyectos de nuevos productos desarrollados hasta la fecha y los importantes procesos colaborativos establecidos con los distintos profesionales médicos.

NETEOUS® posibilita la realización de simulaciones quirúrgicas mediante el tratamiento de imagen médica a través de monitorizaciones de las estructuras óseas, ofreciendo también la posibilidad de realizar sesiones colaborativas en las que varios usuarios conectados en red pueden trabajar conjuntamente en tiempo real sobre un mismo caso clínico.

4.3.3. MODELOS DIGITALES DE IMPLANTES

Acorde a la información existente sobre el caso objeto de estudio, la intervención original en el paciente MIHM se realiza utilizando un vástago modelo *Exeter®* de la casa Stryker [163].

Se empleará este mismo modelo para la reconstrucción, modelado y simulación de las dos técnicas quirúrgicas objeto de estudio:

- Reconstrucción de la técnica quirúrgica original practicada en el paciente.
- Reconstrucción de la técnica quirúrgica de ensanchamiento femoral objeto de análisis del presente caso de estudio.

Se cuenta con la gama completa de modelos tridimensionales de los implantes cementados del modelo *Exeter®*



Figura 58 - Gama completa implantes cementados Exeter®

Utilizando los modelos 3D y las plantillas disponibles será posible realizar la verificación de la talla adecuada de implante a utilizar y de la correcta ubicación de la misma en el hueso.

En el caso de la reconstrucción de la técnica de ensanchamiento femoral no existe información de partida dado que se realizará un *modelado virtual*. Se utilizará el mismo tipo de implantes cementados recurriendo en este caso a vástagos de mayor talla que permitan evitar el fracaso de la intervención a corto plazo.

4.4. ANÁLISIS PRE-OPERATORIO

El paciente evaluado en el presente estudio (MIHM) es una mujer de 58 años con una disfunción severa en su cadera izquierda.

Se analiza la información disponible de ambos fémures del paciente. Se valora tanto la información radiográfica, como las imágenes procedentes de la TC previas a la operación para determinar las condiciones de partida y la severidad del caso de estudio.



Figura 59 - RX Anterior MIHM

Se realizan las mediciones correspondientes para determinar el grado de severidad de la disfunción del paciente.

4.4.1. VALORACIÓN DE ANTEVERSIÓN

Anteversión de la cadera izquierda (10.1°)

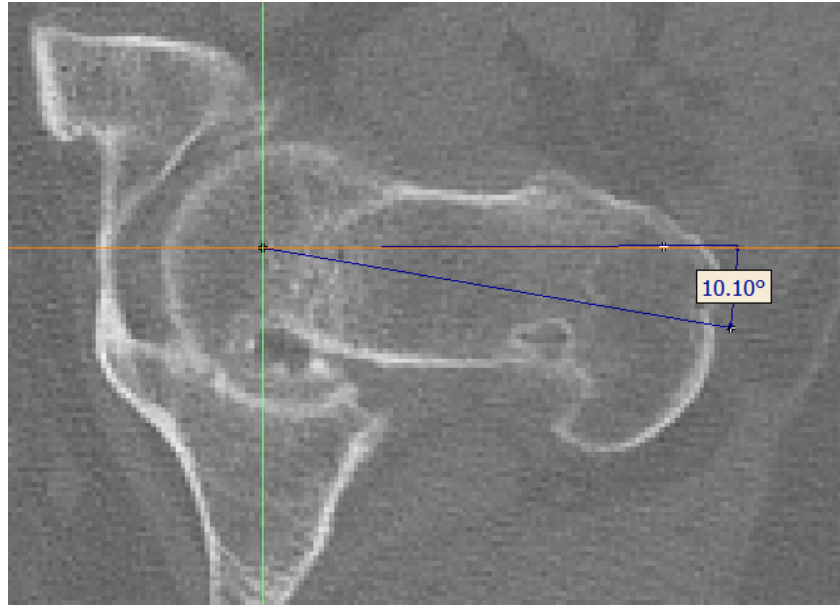


Figura 60 - Medida de la anteversión en cadera izquierda

Anteversión de la cadera derecha (14°)

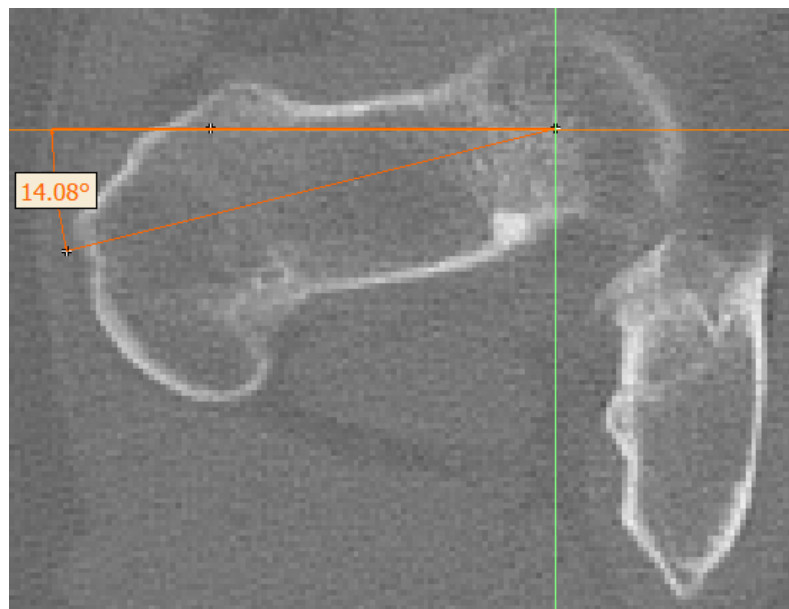


Figura 61 - Medida de la anteversión en cadera derecha

4.4.2. VALORACIÓN DE LA DISMETRÍA

Se determinará la disimetría del miembro desplazado (izquierdo).

Para realizar esta medición, se realiza un promedio de valores de las disimetrías de:

- Trocánter mayor (TM).
- Trocánter menor (Tm).
- Centro de rotación de las cabezas femorales (CDR).

Se determina la disimetría total del miembro izquierdo como el promedio de todos estos valores:

$$D = \frac{TM + Tm + CDR}{3}$$

Disimetría del Trocánter Mayor (TM):



Figura 62 - Evaluación de la disimetría del Trocánter Mayor del paciente

Se mide la diferencia de cota de la cresta del trocánter mayor del miembro desplazado respecto a la del miembro no desplazado en vista Frontal, obteniendo un valor de 33.5 mm.

Dismetría del Trocánter Menor (Tm)



Figura 63 - Evaluación de la dismetría del trocánter menor del paciente

Se realiza la medida equivalente, obteniendo un valor de 38.5 mm.

Dismetría de los centros de rotación (CDR)

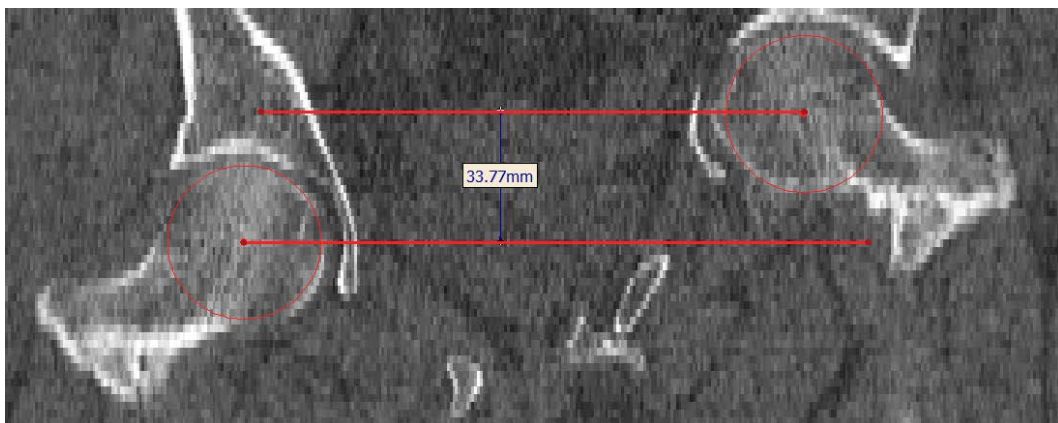


Figura 64 - Evaluación de la dismetría de los centros de rotación de las cabezas femorales

Se determina en último lugar la dismetría de los centros de rotación femorales, con un valor medido de 33,7 mm.

De este modo la Dismetría Total del Miembro Izquierdo determina un acortamiento del mismo de:

$$D = \frac{33,5+38,5+33,7}{3} = 35,2 \text{ mm}$$

Realizando una medida aproximada de la altura pélvica, se obtiene un valor de 158,3 mm.

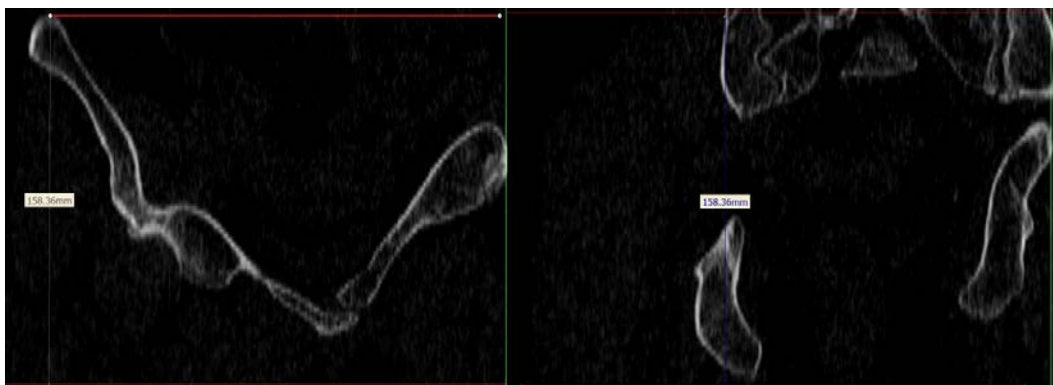


Figura 65 - Evaluación de la altura pélvica del paciente MIHM

La disimetría evaluada supone una relación desplazamiento / altura pélvica = 0,22. Esta valoración coloca el caso en el *grupo IV* acorde a la clasificación de Crowe [17].

4.4.3. EVALUACIÓN DEL DIÁMETRO DEL CANAL FEMORAL

Se analiza el diámetro del canal femoral del miembro desplazado:



Figura 66 - Evaluación del diámetro del canal femoral

Se mide un diámetro del canal femoral izquierdo de 9.57 mm en su zona más estrecha. Según evalúan Sugano y Noble [33] valores en torno a los 13 mm se consideran dentro de la normalidad en los grupos de control. El valor medido coloca el caso del paciente dentro de un grupo displásico severo (Grupo IV), confirmando la afirmación realizada tras la evaluación de la disimetría del paciente en el apartado **4.4.2**.

4.4.4. EVALUACIÓN DEL OFFSET DEL FÉMUR AFECTADO

Se analiza el miembro afectado para determinar el offset femoral.

La valoración del offset es uno de los parámetros básicos para la selección del implante adecuado acorde a la morfología del paciente.

El offset femoral se determina como la distancia existente entre el centro de la cabeza femoral y el eje virtual del canal femoral proyectando las imágenes en un plano anterior / posterior, dando como resultado sobre las medidas un valor de 44.75 mm, por lo que se particularizará la selección posterior de implantes al grupo de offset 44.



Figura 67 - Valoración del offset del fémur izquierdo del paciente MIHM

4.5. PROCESAMIENTO INFORMÁTICO Y RECONSTRUCCIÓN 3D

La información obtenida del caso particular de estudio procedente del TAC preoperatorio se exporta directamente al software Mimics® [178].

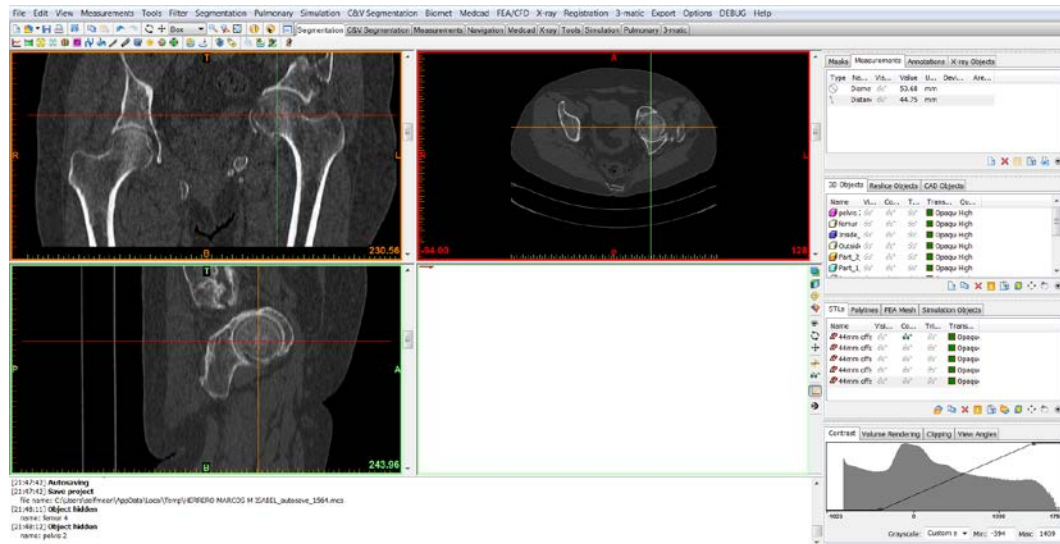


Figura 68 - Captura del entorno del Software Mimics® [178].

Se realizará la segmentación mediante el uso de este software para distinguir los tejidos presentes en las imágenes extraídas del paciente a partir de contornos y escalas de grises utilizando el proceso de umbralizado más adecuado.

Se utilizarán para el presente estudio los siguientes valores de umbralizado [183].

- Hueso trabecular: 150-800 UH.
- Hueso cortical: 800-1800 UH.

No se tendrá en cuenta en el presente caso de estudio la presencia de tejidos blandos para la realización de posteriores simulaciones.

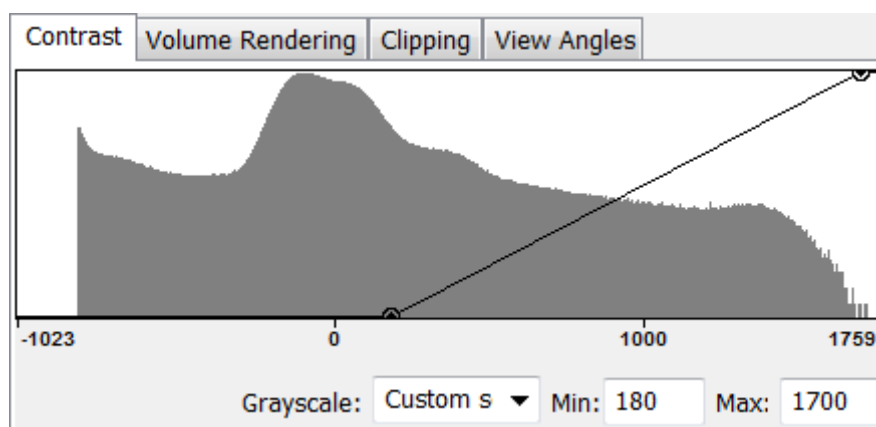


Figura 69 - Valores de Visualización utilizados

Con los valores de umbralizado seleccionados previamente, se procede a la identificación de las regiones óseas de interés, y a la creación de máscaras independientes.

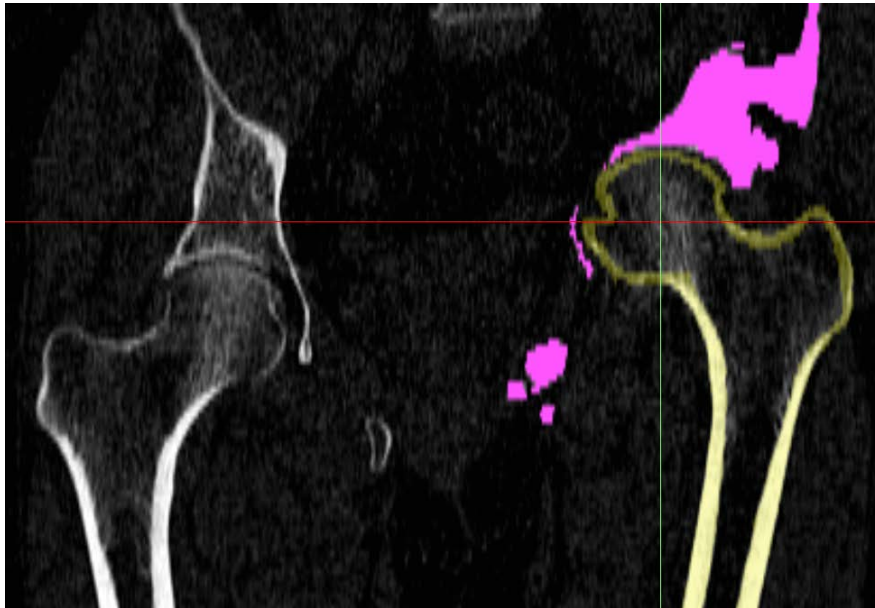


Figura 70 - Generación de máscaras

Una vez aisladas las regiones de interés y generadas las máscaras de cada elemento en cuestión, es posible realizar la correspondiente reconstrucción tridimensional.

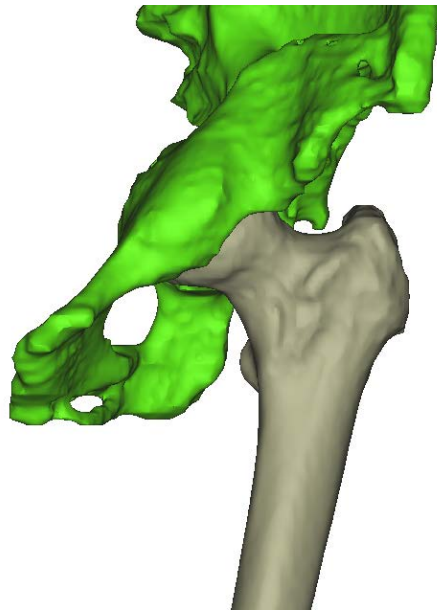


Figura 71 - Reconstrucción 3D de la cadera izquierda del paciente MIHM

La región de interés en el presente estudio será el fémur izquierdo del paciente MIHM.



Figura 72 - Reconstrucción del fémur izquierdo del paciente MIHM

4.6. MODELADO DE LA TÉCNICA QUIRÚRGICA

4.6.1. REPRODUCCIÓN DE LA TÉCNICA QUIRÚRGICA ORIGINAL

El paciente evaluado en el presente trabajo de investigación ha sido intervenido originalmente mediante una artroplastia total de cadera en su técnica tradicional, utilizando un implante *cementado* de la casa Stryker® [163].

Se detalla a continuación la secuencia de pasos de la cirugía de intervención para la colocación de un implante de estas características, recreando el modelado virtual que servirá más adelante para la realización del análisis por medio de elementos finitos.

4.6.1.1. Planificación

Durante el proceso pre-operatorio el cirujano analiza la información procedente de RX del paciente y, utilizando las plantillas de vástagos femorales disponibles (Exeter® en este caso), selecciona el tamaño apropiado del implante.

Con la misma información procedente de RX del paciente, es posible realizar una primera estimación del tamaño del tapón de oclusión distal y del corte que será preciso realizar en el cuello femoral.

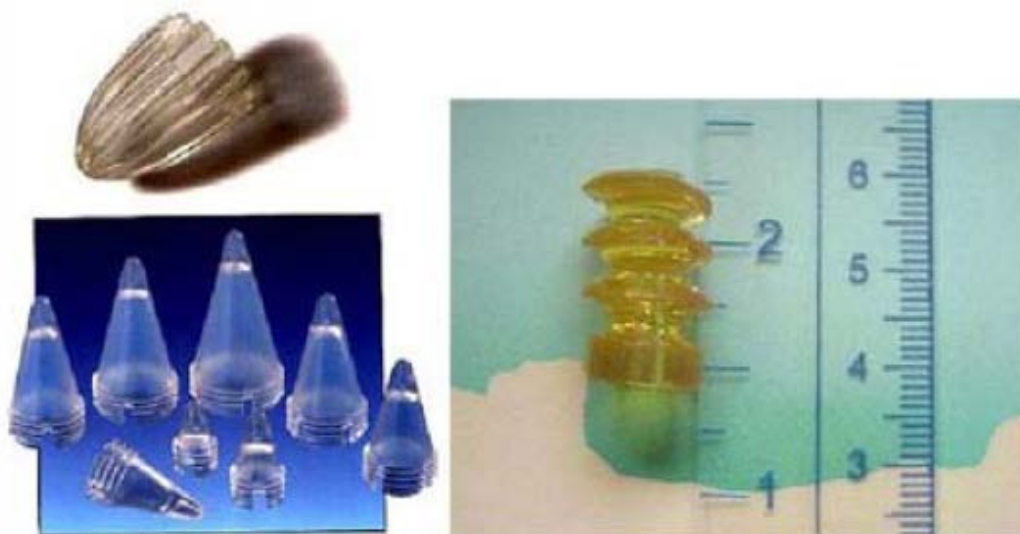


Figura 73 - Tapones Distales

Según la información aportada en historial, el paciente es intervenido insertando un vástago femoral de 44 mm de offset, con longitud estándar de 150 mm, y talla 0.

Se han realizado medidas en el apartado [4.4.4](#) que corroboran la correcta selección del implante femoral en lo que a offset se refiere (talla 44).

La selección de la talla adecuada del implante permitirá al cirujano:

- Reproducir el offset original del paciente.
- Un correcto llenado de la cavidad medular.
- Respetar el espacio para la coexistencia de capas de hueso trabecular y cemento entre implante y hueso cortical.

Se obviará en el presente apartado la descripción de los pasos de aproximación quirúrgica y tipo de incisión, así como la preparación de la vertiente acetabular, en la que se labra el hueso pélvico, y se implantan cotilo e inserto acetabular.

Para la reproducción de la técnica quirúrgica de forma tridimensional, se parte de la reconstrucción tridimensional obtenida en el apartado **4.5**.

Se realizan cortes sobre una reconstrucción auxiliar de la cortical del fémur que permitirán tanto la visualización del correcto alineamiento del vástago a utilizar, como la valoración de la selección adecuada de talla en función de la morfología del canal femoral del paciente. La realización de este tipo de cortes auxiliares no es una práctica habitual, y se realiza de forma adicional en el presente documento, de cara a confirmar que la talla empleada en el proceso operatorio es la adecuada, y que el posicionamiento del implante es correcto una vez introducido en el fémur.

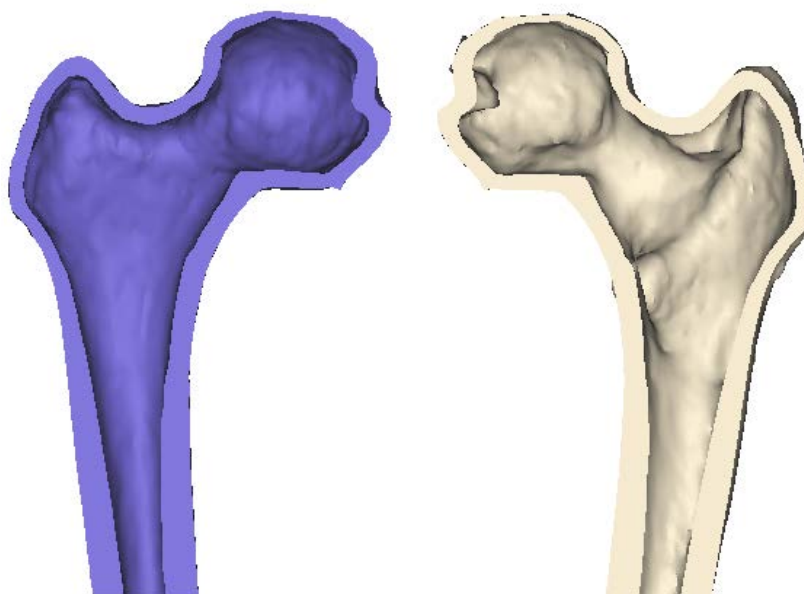


Figura 74 - Corte en plano Coronal

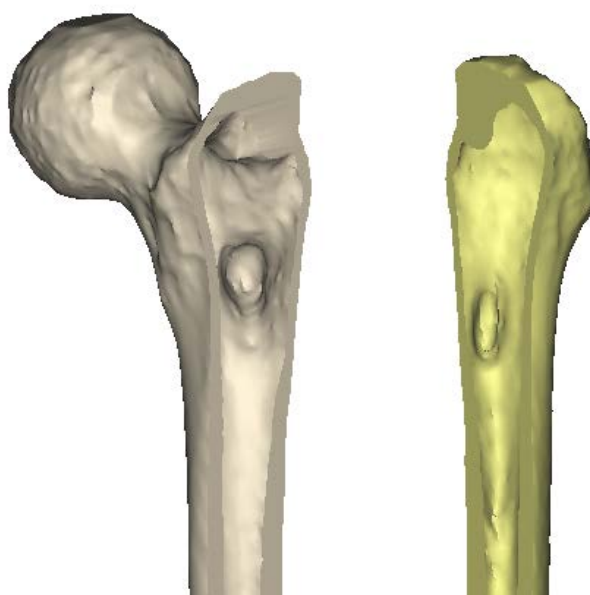


Figura 75 - Corte en plano Sagital

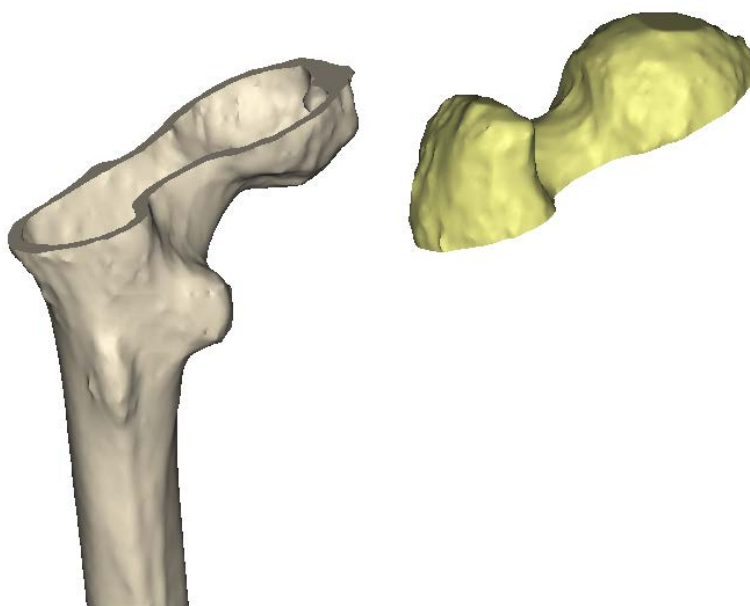


Figura 76 - Corte en plano transverso siguiendo el eje del cuello femoral

Una vez disponibles los cortes auxiliares, se realizará la inserción del implante de la talla discutida en la historia médica del paciente MIHM para realizar una validación de su idoneidad.

El implante se alinea en su extremo distal con el eje del canal femoral, y en su extremo proximal con el eje del cuello femoral.

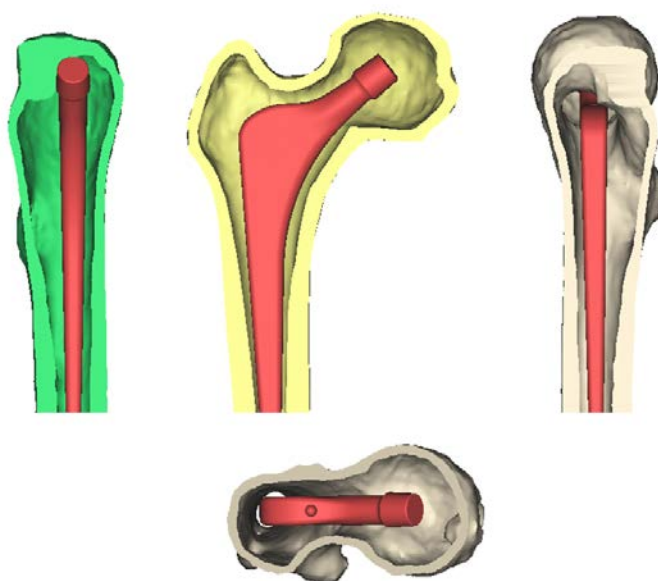


Figura 77 - Validación geométrica de la talla de implante a utilizar sobre cortes auxiliares de la cortical femoral

En la práctica el implante incorpora un tapón centrador en su extremo distal, que permite el correcto posicionamiento del implante, distribuyendo de forma adecuada la capa de cemento alrededor del vástago insertado [238]. El tapón centrador distal no formará parte del análisis, dada su condición de elemento no estructural, y por tanto no será modelado.



Figura 78 - Tapones distales del modelo Exeter®

4.6.1.2. Corte proximal y preparación del lecho óseo

Tras la evaluación preliminar realizada en la fase de planificación, y tras realizar el proceso de abordaje se procede a realizar la osteotomía de la cabeza femoral. Este corte se practica basado en la planificación preoperatoria a partir de RX.

A la hora de practicar el corte del cuello femoral han de respetarse las numerosas inserciones musculares y ligamentarias presentes en el fémur, y que son las encargadas de mantener una correcta cohesión y movilidad del miembro.

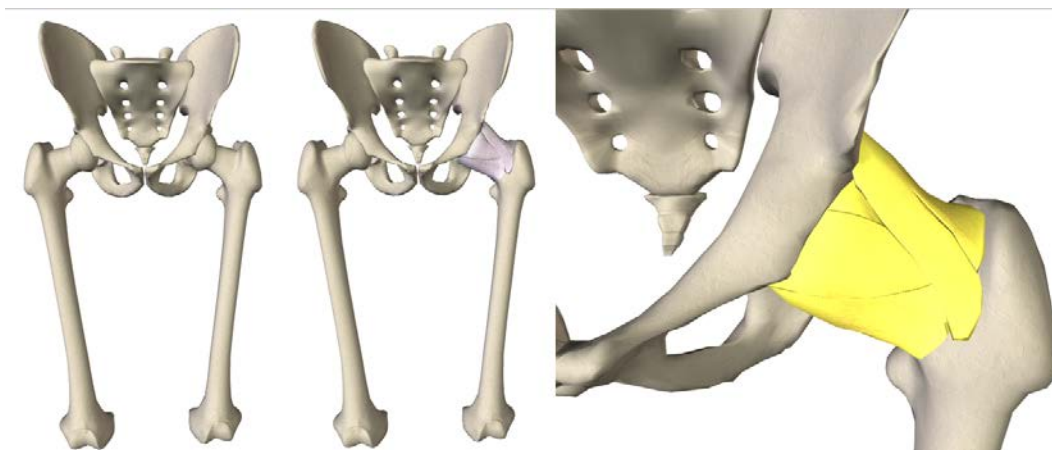


Figura 79 - Inserciones ligamentarias en la región proximal del fémur

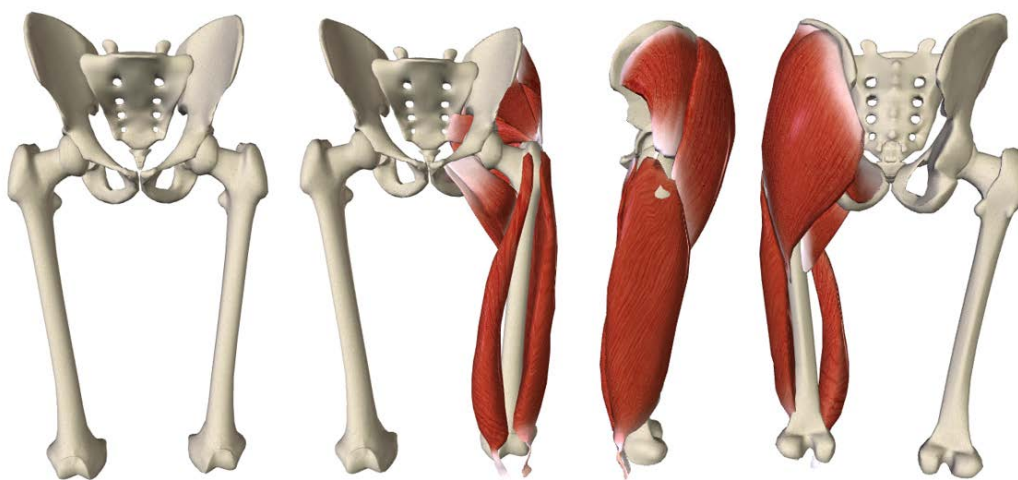


Figura 80 - Inserciones musculares en la región proximal del fémur

Aunque en el proceso de simulación no se tendrán en cuenta las inserciones musculares, en el proceso de retirada de la cabeza femoral, deberán conservarse tanto trocánter mayor como trocánter menor de cara a una correcta aproximación a la intervención real.

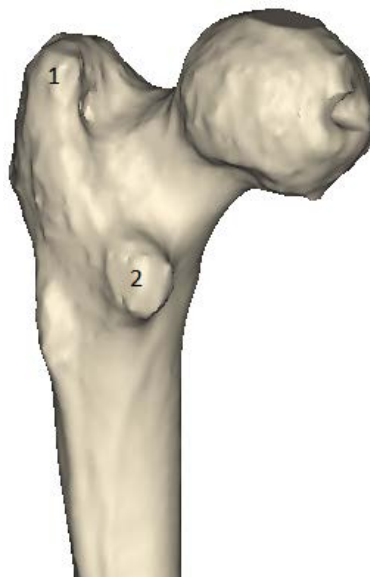


Figura 81 - 1: Trocánter mayor. 2: Trocánter menor

Se realiza el corte de la cabeza femoral, conservando trocánter mayor y menor, y siguiendo un plano ortogonal al eje del cuello femoral. Por lo general el corte se realiza 10 mm por encima del trocánter menor. Atendiendo al caso particular de estudio, y analizando las radiografías post-operatorias del mismo, es posible observar como en el caso particular de este paciente el corte se realiza justo por encima del mismo.



Figura 82 - RX postoperatorio del paciente MIHM

De cara a un análisis lo más preciso posible, se trata de reproducir por tanto el corte real, seccionando la cabeza femoral siguiendo la misma línea.

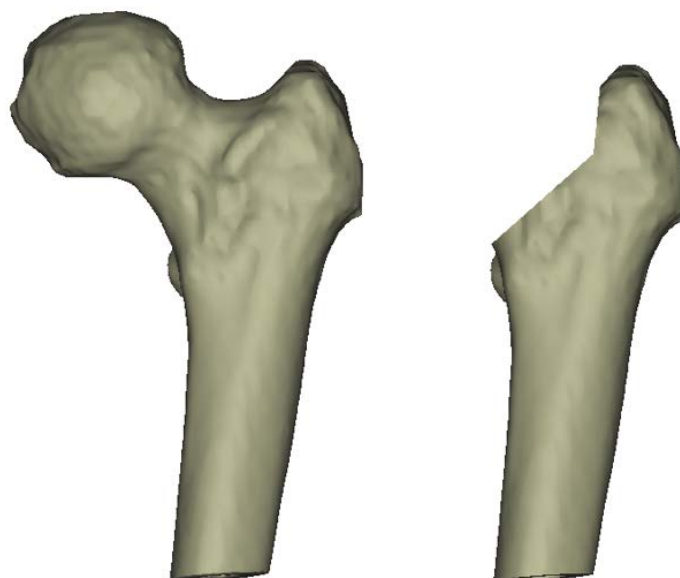


Figura 83 - Descripción del corte de la cabeza femoral del paciente MIHM

Una vez retirada la cabeza femoral, se procede a la preparación del lecho óseo.

Se realiza en primer lugar un fresado longitudinal del canal femoral, que permite abrir paso a las raspas posteriormente.

El paso de preparación del lecho óseo será importante para mantener la resistencia estructural del hueso y proporcionar las condiciones adecuadas de fijación del manto de cemento y del implante [239].

Para realizar el labrado el instrumental estándar del sistema Exeter incorpora una serie de rasps modulares que permiten, una vez fresado longitudinalmente el canal femoral, dar forma al fémur en su cavidad metafisaria y diafisaria para permitir el correcto asentamiento del implante a insertar.

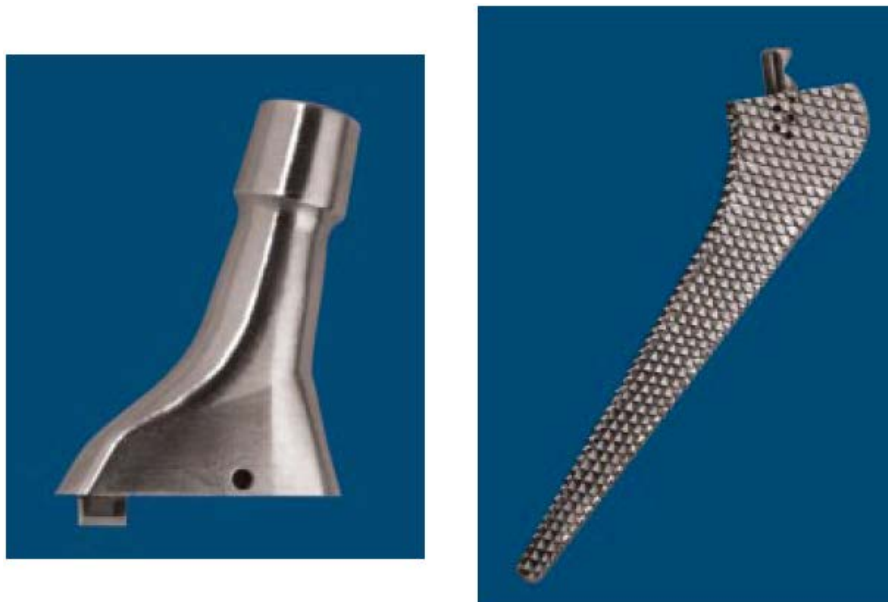


Figura 84 - Raspa modular para el vástago femoral Exeter® [163].

La cavidad metafisaria y diafisaria se labran utilizando progresivamente, y de menor a mayor, las rasps de tal forma que, una vez introducida la raspa definitiva, existirá un gap de 2 mm respecto a la superficie exterior del implante para un correcto alojamiento y fijación del manto de cementación.

El principio de una correcta fijación de la capa de cementación en el interior del canal femoral, está basado en una correcta penetración del cemento en las celdillas del hueso trabecular o trabecular [240]. El cemento, por tanto, hará las veces de interfaz entre la capa de hueso trabecular respetada tras el proceso de raspado y el implante introducido.

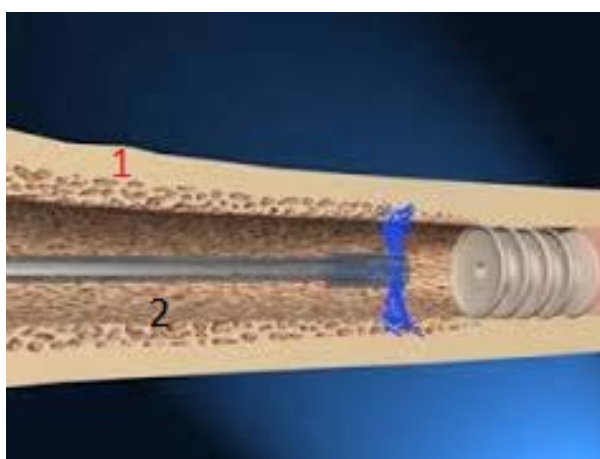


Figura 85 - Preparación del lecho. 1: Cortical. 2: Capa de hueso trabecular.

De cara a reproducir el proceso de raspado intramedular, tras la correcta selección de la talla adecuada para el paciente y utilizando el sólido procedente del implante, se modela la raspa correspondiente con un offset de 2 mm en todos los planos que, como se ha comentado en líneas anteriores, permitirá alojar la capa de cementación como nexo entre el implante final y el hueso.

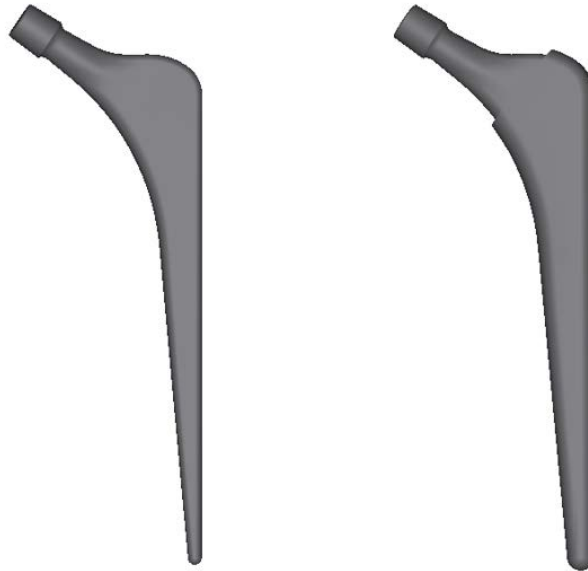


Figura 86 - Modelado de la raspa para el implante cementado

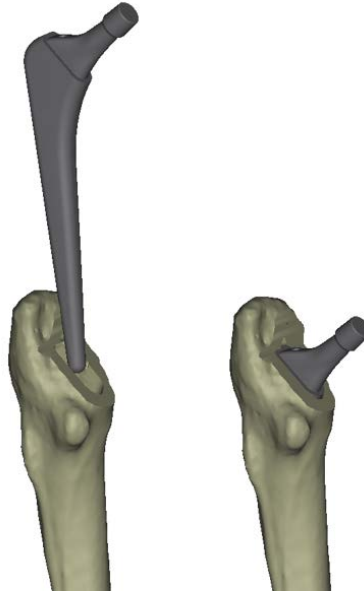


Figura 87 - Modelado del labrado del canal femoral con la raspa

Haciendo uso de las secciones auxiliares del sólido reconstruido es posible representar el proceso de raspado.

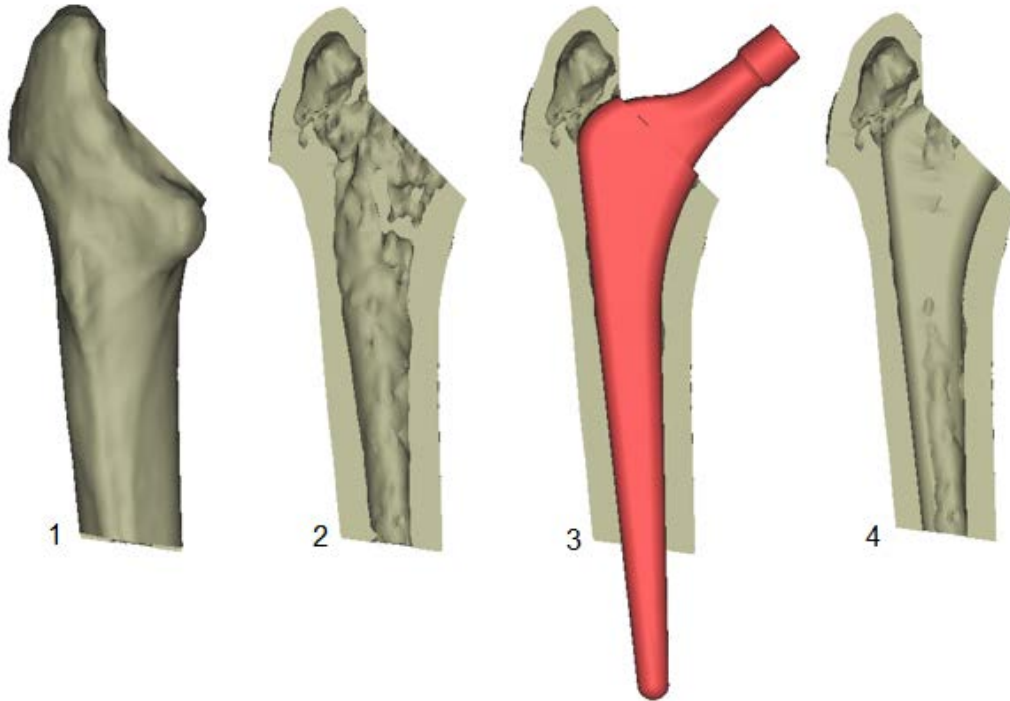


Figura 88 - Modelado del raspado del canal medular. 1: Fémur Izquierdo tras la resección de la cabeza femoral. 2: Sección transversal del fémur izquierdo. 3: Introducción de la raspa para el labrado del canal medular. 4: Sección transversal del fémur labrado.

4.6.1.3. Inserción del tapón distal

Tras el proceso de preparación del lecho óseo, se procede a la inserción del tapón distal mediante el uso del instrumental adecuado.

La colocación del tapón distal permitirá una correcta presurización posterior de la capa de cementación, evitando que el cemento introducido se deslice hacia la zona distal del hueso, pudiendo generar complicaciones posteriores.

El tapón distal se introduce hasta una profundidad de entre 20 y 30 mm respecto al nivel previsto para la punta del vástago seleccionado.



Figura 89 - Disposición del tapón distal respecto a la punta del implante insertado con centrador

De cara al modelado, la inserción del tapón distal no influirá en las condiciones de contorno para la simulación, y por tanto no será reproducido en el modelo.

De cara a la intervención real, tal y como se ha comentado anteriormente, la utilización del mismo es necesaria para asegurar una correcta presurización de la capa cementada, y para asegurar la existencia de material en la región distal del implante que asegure su correcta fijación.

4.6.1.4. Lavado del canal femoral

Tras la inserción del tapón distal se realiza un lavado y cepillado del canal femoral que asegura la eliminación de cualquier tipo de residuo procedente de la operación de raspado.

Este proceso de lavado es necesario en la secuencia de la intervención quirúrgica para evitar complicaciones post-operatorias [241] y para asegurar una correcta penetración y fijación del cemento en pasos posteriores [242, 243].

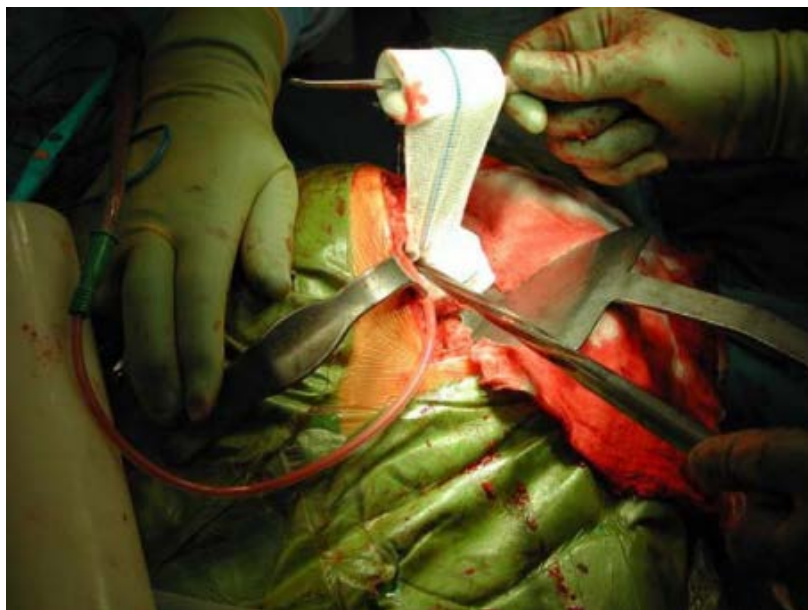


Figura 90 - Proceso de lavado del canal femoral [241].

4.6.1.5. Preparación del cemento

Tras el lavado del canal femoral se procede a la preparación de la mezcla que constituirá la capa de cementación. Por lo general el cemento puede mezclarse una vez que se ha realizado la preparación del lecho óseo.



Figura 91 - Mezclado y centrifugado del elemento de cementación

Es importante realizar una correcta selección del proceso de preparación dado que el nivel de éxito de la estabilidad de la cementación, y por tanto del implante, es altamente dependiente de esta operación.

Se ha demostrado que la mezcla del elemento de cementación al vacío y su centrifugado puede reducir su porosidad, mostrando las técnicas de vacío un mayor rendimiento a largo plazo ante posibles fracturas en el implante [244, 245].

La reducción en la porosidad incrementa de forma directa la resistencia a tracción y fatiga del cemento, aumentando por tanto y de forma teórica su longevidad [246-248].

4.6.1.6. Inyección del cemento

Aproximadamente 2 minutos después de finalizar el mezclado del cemento, y mientras la mezcla se encuentra en estado líquido se introduce en una pistola para proceder a su inserción retrógrada en el canal femoral, retirándose progresivamente la sonda de inserción.

Es importante respetar los tiempos de fraguado e inserción, dado que el uso de cemento con baja viscosidad resulta a largo plazo en una mayor resistencia del conjunto y previene la laminación que generaría una viscosidad elevada y que desencadena en una débil polimerización de la mezcla.



Figura 92 - Proceso de inserción del cemento

Una vez que el canal se ha llenado con el preparado de cemento, se coloca un sello proximal, procediendo a la inyección del resto de la mezcla para lograr una presurización adecuada.



Figura 93 - Presurización del cemento femoral

Por lo general el cirujano esperará hasta el momento en el que el cemento adquiera una consistencia pastosa adecuada (entre 4 y 6 minutos) para comenzar con el proceso de presurización. A medida que se presuriza el cemento en el interior de la cavidad femoral, habrá un remanente de material que rebosará y que no debe ser re-introducido en la cavidad femoral dado que se encontrará contaminado con sangre. La presurización puede realizarse mediante elementos mecánicos o mediante presión con los dedos sobre un tapón de goma [249, 250].

De cara a la reconstrucción en 3D se modelará la capa de cementación mediante operaciones booleanas, refiriendo sus propiedades mecánicas a una capa de material lineal e isotrópico [251, 252].

4.6.1.7. Inserción del vástago

Una vez completado el paso de presurización, se procede a la inserción del implante.

Se permite al cemento adquirir una consistencia pastosa antes de introducir el componente femoral. En caso de no ser así no existirá una presurización máxima durante la inserción. Por lo general el componente femoral ha de ser insertado pasados aproximadamente 5/6 minutos tras el proceso de presurización inicial del cemento [253].

Se asegura la pierna del paciente y, utilizando el instrumental adecuado, se inserta el vástago.



Figura 94 - Instrumental para la inserción del vástago femoral Exeter [163].

El implante ha de ser insertado cuidadosamente para mantener la anteversión adecuada hasta la profundidad labrada en pasos anteriores.

No ha de ser posible la rotación del componente femoral en el interior del canal, lo que generaría vacíos / huecos en la capa de cementación.

Durante el proceso de inserción del componente femoral el cemento puede rebosar, por lo que el cirujano ha de mantener un dedo colocado en la región del calcar para evitar fugas.

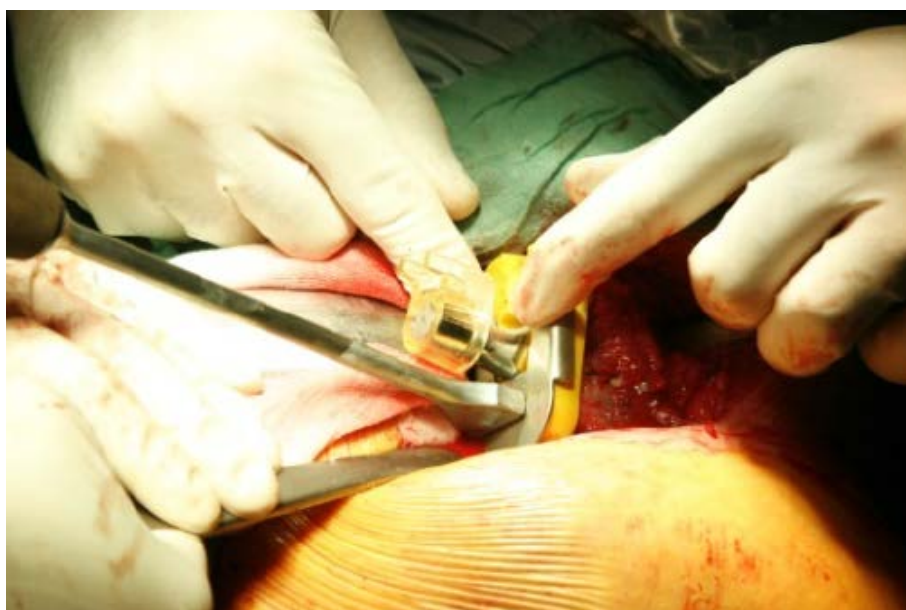


Figura 95 - Inserción y sellado del vástago

El proceso de inserción del vástago se realiza de forma manual en su mayor parte, requiriendo por lo general el uso de un impactador para la introducción de los dos últimos centímetros.



Figura 96 - Proceso de inserción del vástago femoral

4.6.1.8. Modelado de la técnica cementada

De cara al modelado en 3D, se ubica el implante en su posición final de acuerdo a la retirada de material inicial tras la utilización de la reconstrucción de la raspa.

Se utilizarán en el modelado 4 capas de material independientes sobre las que se aplicarán las condiciones de contorno que restringirán su unión:

- Hueso cortical.
- Hueso trabecular.
- Capa de cementación.
- Implante.

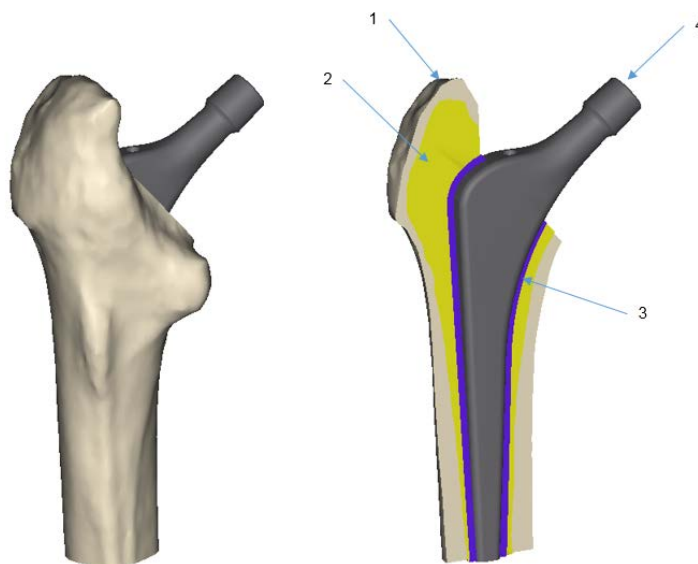


Figura 97 - Detalle de ubicación del implante y capas de modelado

4.6.2. REPRODUCCIÓN DE LA TÉCNICA QUIRÚRGICA DE ENSANCHAMIENTO FEMORAL

Se describe a continuación la secuencia de la operación virtual para la intervención cementada de ensanchamiento femoral en casos de DC.

Existen pasos comunes con la técnica tradicional originalmente utilizada en el paciente y descritos en el punto anterior. Se parte del supuesto de una cirugía primaria, y no una de revisión, considerando el condicionante de la talla de implante originalmente utilizado en la técnica original.

4.6.2.1. Planificación

El proceso de planificación, dado que es una cirugía de la misma naturaleza que la empleada realmente en el paciente, no difiere en general del considerado anteriormente.

De nuevo, en la técnica de ensanchamiento femoral, se obviarán los pasos de aproximación quirúrgica, tipo de incisión y preparación de la vertiente acetabular.

En el apartado 4.4 se ha evaluado una serie de factores sobre la naturaleza fisiológica del paciente:

- Anteversión.
- Dismetría.
- Diámetro del canal femoral.
- Offset.

Los valores obtenidos justifican la existencia de una DC severa (*grado IV* en la escala de Crowe [17]) según los valores de disimetría y de canal femoral evaluados.

Se evalúa la información procedente de RX en el proceso pre-operatorio para realizar un estudio adecuado de las condiciones del paciente, del tipo de implante que sería posible introducir en el fémur a intervenir, y una correcta reconstrucción de la morfología femoral. Este proceso permitirá aproximar el tipo de corte a realizar en el cuello femoral y estimar la apertura necesaria para colocar un implante de la talla que más se adecue al paciente y que permita aumentar el coeficiente de seguridad estructural en comparación con el mayor implante que admitiría el paciente en una intervención de ATC tradicional. Con esta información será también posible la estimación del tamaño del tapón de oclusión distal necesario.

Tanto el historial del paciente como la evaluación del offset realizada en el apartado 4.4, confirman que el offset femoral del paciente es de 44 mm.

Se empleará, para la reproducción de la técnica quirúrgica de ensanchamiento femoral, la misma reconstrucción ósea tridimensional de partida utilizada en la técnica anterior.

Se parte de la reconstrucción femoral del hueso cortical, empleando los cortes auxiliares definidos en el apartado 4.5 (coronal, sagital y en plano transversal alineado con el eje del cuello femoral) para la correcta selección de la talla del implante a utilizar y su adecuado posicionamiento en el hueso.

El implante utilizado durante la operación original es un vástago Exeter® de 44 mm de offset, 150 mm de longitud y talla 0. El objetivo de la intervención mediante la técnica de ensanchamiento femoral es el de poder colocar el implante que más se adecue a la morfología del paciente sin encontrar una limitación debida a las condiciones morfológicas femorales derivadas de la DC.

Como se ha comentado durante la descripción de la técnica cementada, cada talla de cada implante cementado tiene su raspa correspondiente, que elimina aproximadamente 2 mm en contorno respecto al volumen original del implante. Como criterio general la raspa debe eliminar, en la medida de lo posible, solamente hueso trabecular, manteniendo intacto el hueso cortical. Del mismo modo teóricamente no ha de eliminarse toda la capa de hueso trabecular dado que el cemento utilizado para la fijación del implante encuentra en la superficie de este tipo de hueso el sustrato idóneo para conseguir una fijación óptima.

Se muestra a continuación la disposición de la serie de implantes de offset 44 mm en el hueso cortical reconstruido.

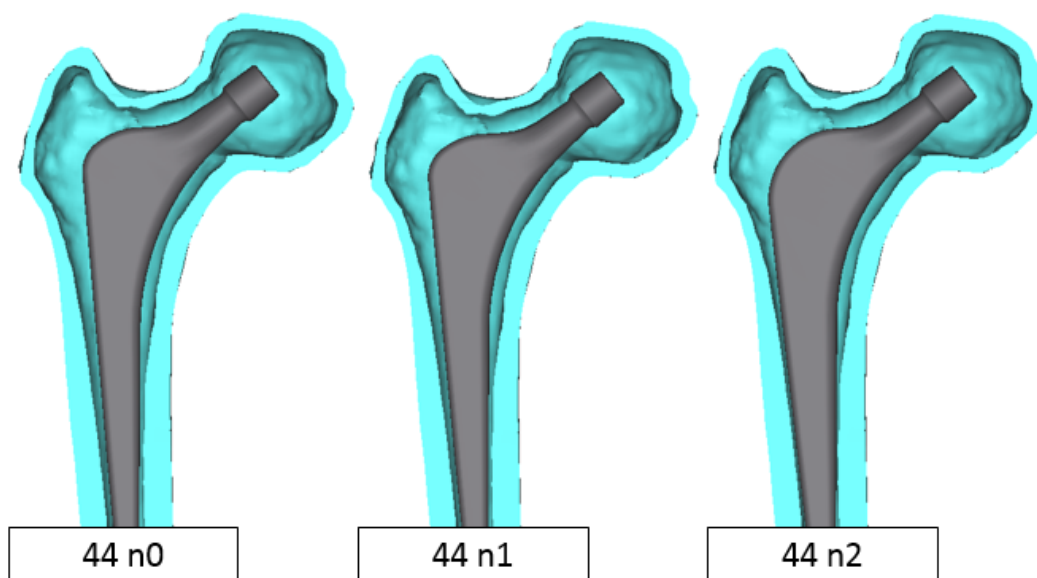


Figura 98 - Disposición de las tallas 0, 1 y 2 sobre corte auxiliar del hueso en plano coronal

Como se puede observar en las imágenes anteriores, teóricamente sería posible la introducción de vástagos de talla 2 sin alterar la estructura de hueso cortical, no así de las raspas correspondientes a cada talla.

La introducción de una talla 3 representa dificultades dada la interferencia del volumen del implante con el volumen de hueso cortical debido a la estrechez del canal femoral.

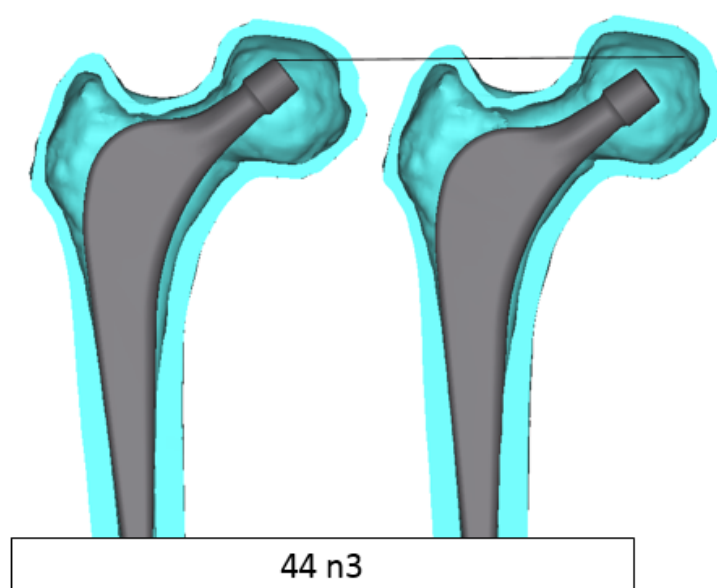


Figura 99 - Disposición de la talla 3 sobre corte auxiliar en plano coronal

En la imagen de la izquierda es posible observar el punto hasta el que sería posible introducir el implante sin originar colisiones o interferencias con el hueso cortical. En la imagen de la derecha se puede observar el implante en su posición teórica adecuada.

Realizando una comparación de la disposición de la talla 2 y de la talla 3.

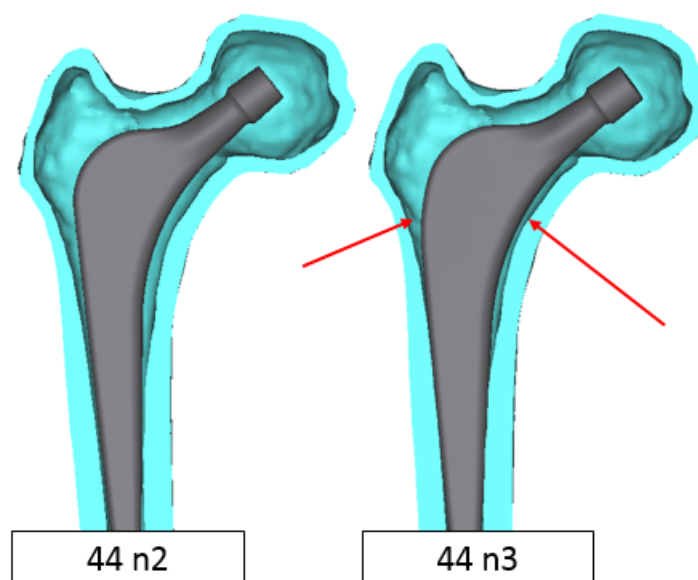


Figura 100 - Comparación de las tallas 2 y 3 sobre corte auxiliar en plano coronal

Sin considerar la zona más estrecha del canal femoral, el implante más adecuado para el paciente sería el que permitiría cumplir con el criterio mencionado anteriormente de tal modo que la talla seleccionada permita un raspado del canal femoral sin retirar hueso cortical y respete una mínima capa de hueso trabecular que permita un asentamiento correcto de la capa de cemento.

La introducción de una talla 3, además de mostrar una interferencia con el hueso cortical en la zona más estrecha del canal femoral, muestra un reducido espacio disponible en las transiciones hacia el cuello femoral.

Se mide el gap aproximado entre el implante y la capa superficial de hueso cortical, encontrando valores máximos menores de 1.9 mm, lo que permite desestimar la talla 3.



Figura 101 - Medida del gap implante-hueso cortical en la inserción de una talla 3

El mayor implante que admitiría el paciente en condiciones normales acorde a su anatomía ósea sería un vástago de offset 44 mm y talla 2.

Se realiza una validación de la posición del implante utilizando los cortes auxiliares y comprobando la ausencia de interferencias con el hueso cortical, así como el correcto centrado y alineación del cuello del implante con el cuello femoral.

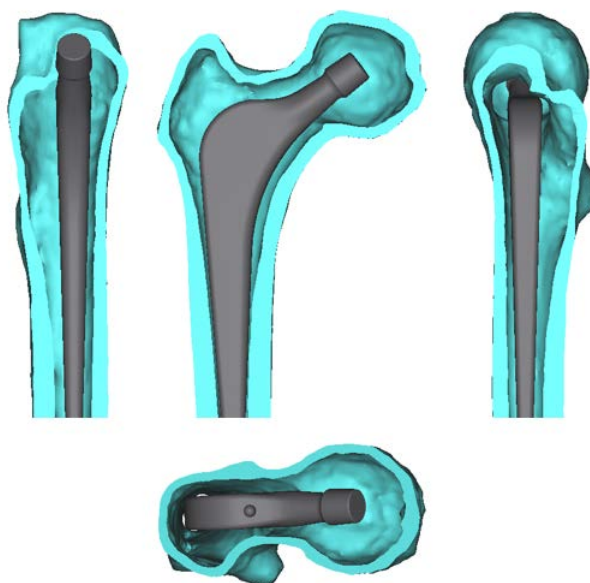


Figura 102 - Validación de la orientación del implante sobre los cortes auxiliares generados

Tal y como se comentaba en la descripción de la técnica cementada, en el caso de una intervención real el implante incorporaría un tapón centrador en su extremo distal asegurando un correcto posicionamiento del vástago introducido y una distribución equilibrada de la capa de cemento [238]. Este elemento no formará parte del modelado empleado para la simulación de la técnica.

4.6.2.2. Corte proximal y ranurado longitudinal del fémur

Para la introducción del implante será preciso practicar la osteotomía del cuello femoral. Se utilizarán las mismas referencias de corte que las empleadas en la técnica cementada conservando las correspondientes inserciones musculares y ligamentarias sobre los trocánteres mayor y menor.

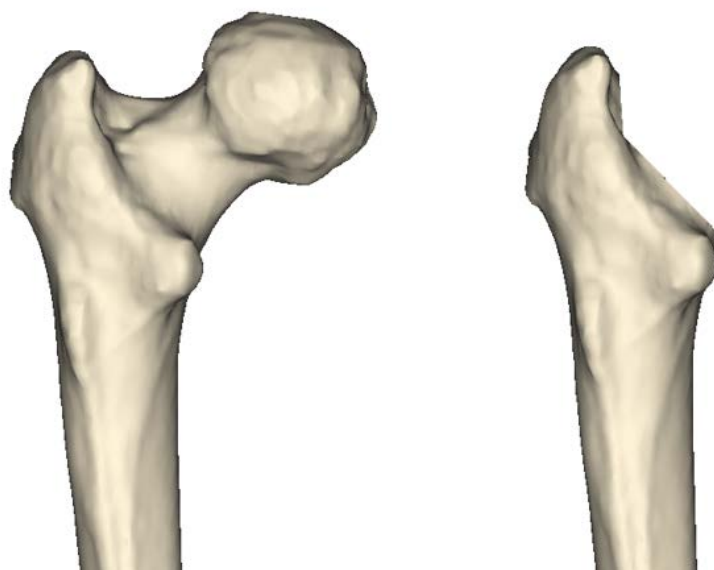


Figura 103 - Corte del cuello femoral sobre la reconstrucción tridimensional del hueso del paciente

El hueso retirado tras el corte se conservará, en este caso, para poder ser empleado en pasos posteriores de la intervención.

El implante seleccionado durante la fase de planificación es un vástago de 44 mm de offset y talla 2. Como se ha comentado en la descripción del proceso, el raspado ha de permitir la retirada de hueso trabecular con un offset volumétrico de 2 mm respecto al implante y respetando una mínima capa para el asentamiento del cemento.

Analizando un corte auxiliar en plano coronal,

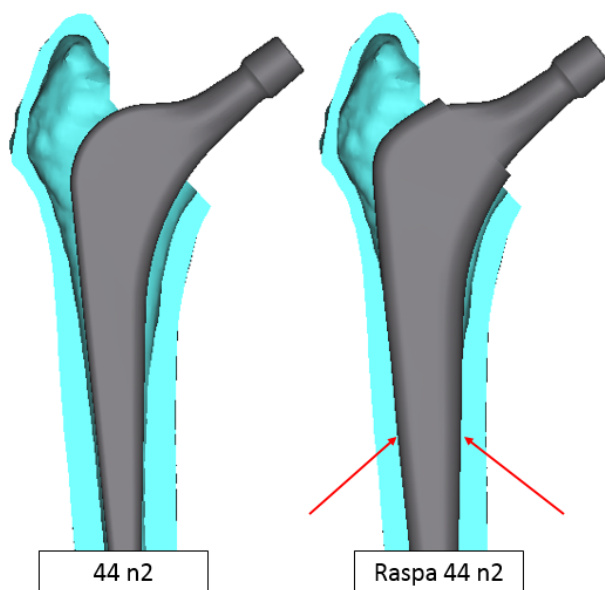


Figura 104 - Disposición auxiliar de implante y raspa de talla 2 sin ensanchamiento del canal femoral

Se puede apreciar en la imagen mostrada la interferencia de la raspa en la zona más estrecha del canal femoral con el hueso cortical y trabecular, no así en las transiciones hacia el cuello femoral.

Para realizar el adecuado raspado es necesario ensanchar el canal femoral. Paavilainen [121] en una técnica con un propósito completamente diferente pero con un formato similar, en lo que a ejecución se refiere, propone una longitud del ranurado femoral de hasta 100 mm para su técnica de elongación femoral. Se empleará este valor como referencia para la técnica de ensanchamiento femoral.

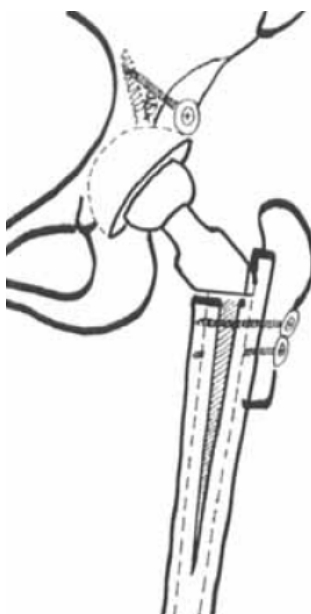


Figura 105 - Técnica de elongación femoral para DC elaborada por Paavilainen

En primer lugar se mide la longitud del ranurado sobre el hueso partiendo del corte realizado previamente sobre el cuello femoral desde la intersección del plano generado con el eje teórico del implante.

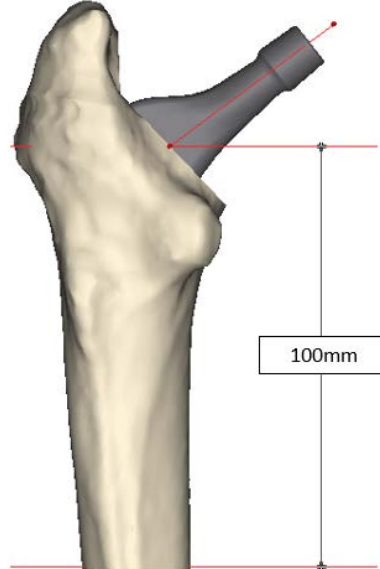


Figura 106 - Medida de la longitud del ranurado sobre el hueso

Se marca el límite del ranurado empleando un cerclaje que servirá posteriormente, y una vez abierto el canal femoral, para evitar la propagación del canal practicado hacia la región distal del hueso:



Figura 107 - Cerclado distal del modelo

Se inicia el proceso taladrando las superficies anterior y posterior del hueso. Las brocas empleadas generalmente para este tipo de propósitos son de $\varnothing 2.8$ y $\varnothing 3.2$ mm. La reproducción de la técnica se ha realizado perforando el hueso con un diámetro de 3.2 mm y con un paso de 5 mm entre perforaciones a lo largo de una longitud total de 100 mm.



Figura 108 - Perforación anterior y posterior de la reconstrucción femoral

El taladrado longitudinal tiene como objeto la debilitación de la estructura en la dirección seguida por la línea de perforaciones, de tal modo que en un paso posterior, y con ayuda de un osteótomo se pueda abrir el canal femoral:



Figura 109 - Disposición del hueso tras la osteotomía longitudinal del fémur

4.6.2.3. Preparación del lecho óseo

Una vez practicado el ranurado del hueso, se realiza un fresado longitudinal del canal femoral, que permitirá posteriormente abrir paso a las rasps correspondientes.

La preparación del lecho óseo es un proceso delicado dado que el proceso de raspado ha de realizarse con la destreza adecuada que permita evitar la posible sobretensión y agrietamiento del hueso durante el proceso de inserción y extracción de la raspa.

Para simular el proceso de preparación del canal medular, se modela la raspa correspondiente al vástago de offset 44 y talla 2 recreando 2 mm en contorno el implante seleccionado:

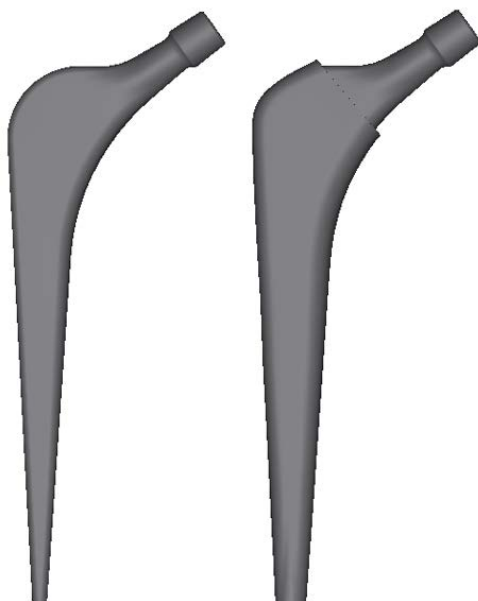


Figura 110 - Modelado de la raspa para el implante cementado 44 mm N2

Se comienza el proceso de raspado, introduciendo las rasps de manera progresiva, comenzando por la correspondiente a la talla 0, hasta llegar a la correspondiente a la talla del implante seleccionado.

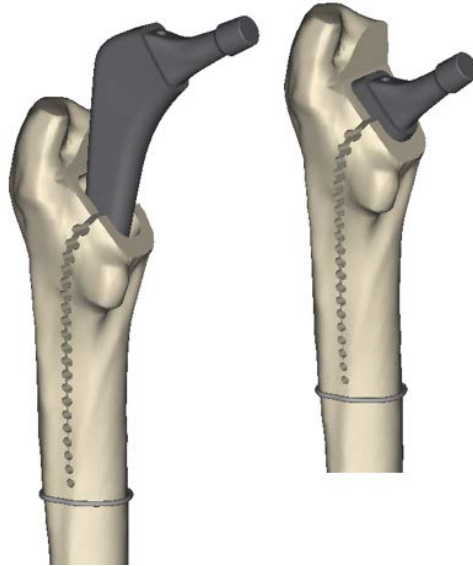


Figura 111 - Proceso de inserción de la raspa

Midiendo sobre la proyección de los fragmentos separados, se puede observar que el gap que es necesario generar para lograr un correcto raspado es de 3,1 mm. La capacidad de formación de puentes óseos para cubrir gaps excesivamente grandes es limitada [254]. Cuanto mayor es el gap inter-óseo, mayor es el tiempo de regeneración.

Está probado que es posible la cobertura de gaps de entre 2 y 4 mm en un períodos menores de 9 semanas con la dinamización adecuada de la fractura [255-257], por lo que se estima que este tamaño de ranura entra dentro de los límites admisibles para devolver a la estructura una consistencia adecuada tras la reconstrucción total mediante cerclajes y tras el proceso de recuperación adecuado.

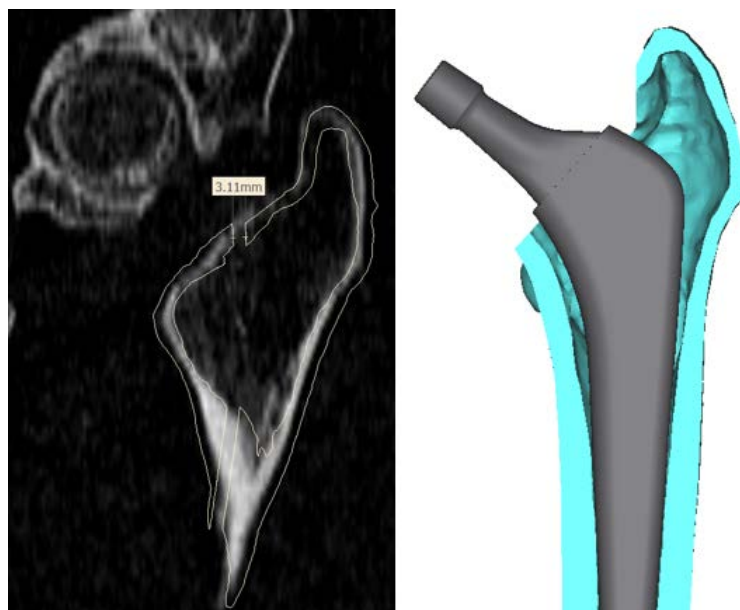


Figura 112 - Medida de la apertura requerida en el hueso

4.6.2.4. Sellado longitudinal e inyección retrógrada del cemento

Haciendo uso del fragmento óseo osteotomizado de la cabeza femoral en el paso 2 de la técnica (Corte Proximal y Ranurado Longitudinal), se preparan pequeños fragmentos que se emplearán para realizar un sellado longitudinal del hueso a lo largo de la ranura preparada y que eviten la fuga de cemento durante el proceso de inserción del mismo.

Una vez sellada la ranura longitudinal, el cirujano procede a la inserción del tapón distal, y al lavado del canal femoral. El lavado del canal femoral ha de realizarse con sumo cuidado para evitar la caída de la barrera de sellado implementada a lo largo del ranurado del hueso.

En paralelo se procede a la preparación del cemento, acorde a los pasos descritos en la técnica anterior.

Los procesos de inserción del tapón distal, lavado del canal femoral y preparación del cemento no tienen una implementación física en el modelo tridimensional generado.

Una vez completada la secuencia de pasos descrita, se procede a la inyección del cemento.

Se deberán respetar los tiempos de fraguado e inserción, tal y como se ha relatado en la técnica cementada para lograr la mejor adherencia posible.

El sellado longitudinal realizado será efectivo durante el proceso de presurización del cemento, permitiendo un correcto llenado del canal femoral, evitando la formación de vacíos y asegurando la contención del cemento en el interior del hueso.

4.6.2.5. Inserción del vástago

Asegurando la pierna del paciente y empleando el instrumental adecuado se procede a insertar el vástago seleccionado.

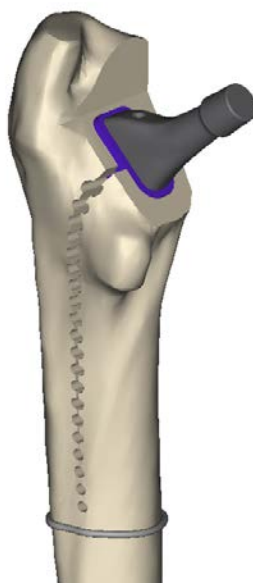


Figura 113 - Inserción del vástago final en el hueso ranurado

El implante ha de ser insertado cuidadosamente para mantener la anteversión adecuada hasta la profundidad labrada en la operación de preparación del lecho óseo.

El proceso de inserción se realiza de forma manual en su mayor parte, requiriendo por lo general el uso de un impactador para la introducción de los dos últimos centímetros.

4.6.2.6. Cerclado del conjunto

Una vez el implante está ubicado en su posición final será necesario asegurar el conjunto, aproximando los fragmentos óseos a su posición original mediante cerclajes.

Inicialmente se ha colocado un cerclaje en la región distal del ranurado longitudinal que desde el comienzo del proceso evita la propagación de la grieta / ranura hacia el extremo opuesto del hueso.

Se ubicará un cerclaje de sujeción en la región proximal, justo por debajo del trocánter menor, y un segundo cerclaje en una posición intermedia entre los ya colocados (~50 mm del cerclaje distal). Idealmente, y para asegurar una correcta aproximación de los fragmentos óseos a su posición original, el cerclaje superior debería ubicarse por encima del trocánter menor, sin embargo, y aunque físicamente sería posible en el modelo desarrollado, es imposible en la práctica debido a la existencia de inserciones musculares en la zona.

La finalidad del cerclaje es la de mantener la cohesión en el conjunto. El tipo y número de cerclajes utilizados depende por lo general del criterio del cirujano y del caso concreto de la operación. Se utilizarán, en la técnica descrita, cerclajes de 2 mm de grosor de la marca Stryker®.

Se selecciona en primer lugar el instrumental (pasa cables) adecuado para realizar el paso del cable. La selección de este instrumental dependerá de la circunferencia ósea, y del nivel de acceso a la zona de cerclaje, tratando de provocar el mínimo daño posible al tejido blando que rodea la zona a intervenir.

Se coloca el pasacables alrededor del hueso, y se empuja el cable de cerclaje por el orificio de entrada hasta su salida por el orificio de salida (Ilustración 114-1).

Se retira el pasacables manteniendo el cable de cerclaje alrededor del hueso (Ilustración 114-2).

Se coloca la grapa de sujeción del cerclaje en la posición adecuada, de forma que permita la cobertura adecuada de tejido blando y asegure que la misma permanece unida al hueso (Ilustración 114-3).

Ha de asegurarse que los puntos de la superficie bajo la grapa de sujeción se encuentran en contacto con el hueso.

Con el instrumental de fijación se procede al tensado del cerclaje (Ilustración 114-4).

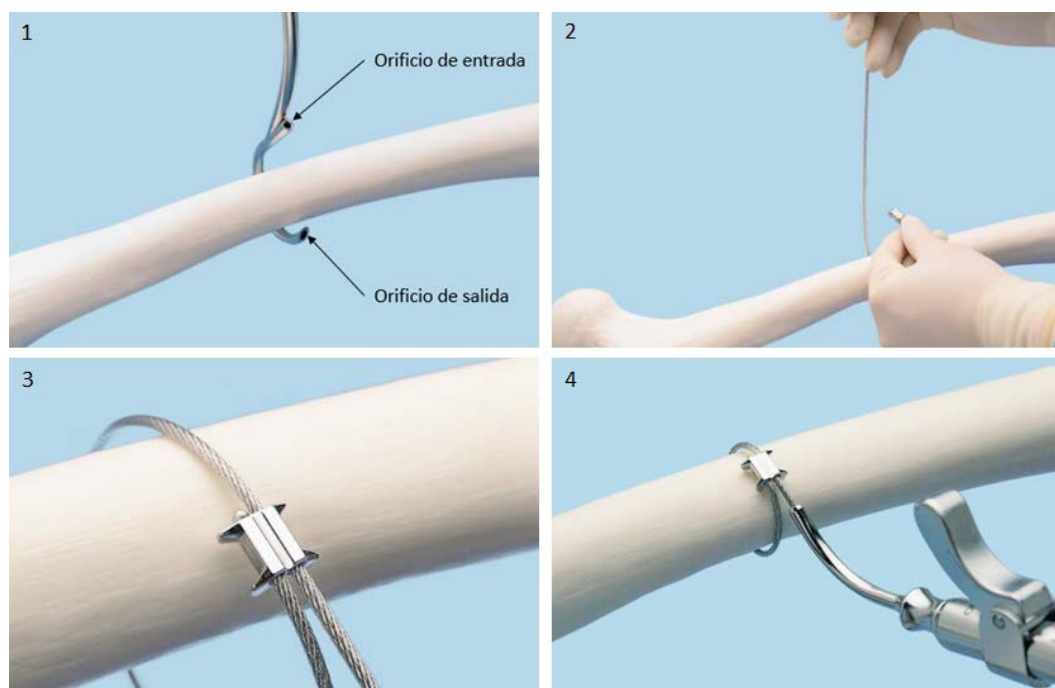


Figura 114 – Introducción y preparado del cerclaje

Se introduce el extremo libre del cable de cerclaje por la punta canulada del instrumental y se aproxima dicha punta a la grapa de fijación.

Se deberá accionar el mando giratorio del instrumental para aplicar la tensión deseada sobre el cable de cerclaje (Ilustración 115-1).

Niveles excesivos de tensión pueden provocar cortes en el hueso trabecular o cortical. En el caso de la técnica de ensanchamiento femoral ha de asegurarse la mayor proximidad posible de los fragmentos ranurados a su posición original.

Una vez se alcanza el nivel de tensión que permita la aproximación de los fragmentos óseos a su posición original se procede a la extracción del instrumental de fijación y al crimpado de la grapa de sujeción de forma que mantenga la precarga introducida (Ilustración 115-2).



Figura 115 – Proceso de Tensado del cerclaje

Finalmente se procede al corte del cable de cerclaje.



Figura 116 - Corte del cable de cerclaje

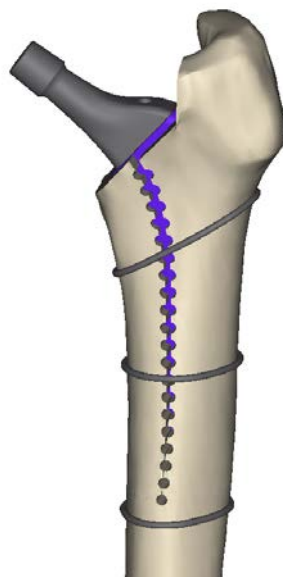


Figura 117 - Cerclado final del conjunto

4.6.2.7. Modelado 3d de la técnica de ensanchamiento femoral

De cara al modelado en 3D, se ubica el implante en su posición final de acuerdo a la retirada de material inicial utilizando la reconstrucción de la raspa.

Se utilizarán en el modelado 7 capas de material independientes sobre las que se aplicarán las condiciones de contorno que restrinjan su unión:

1. Capa cortical interna.
2. Capa cortical externa.
3. Capa trabecular interna.
4. Capa trabecular externa.
5. Capa de cementación.
6. Implante.
7. Cerclaje proximal subtrocantérico.
8. Cerclaje intermedio.
9. Cerclaje Distal.

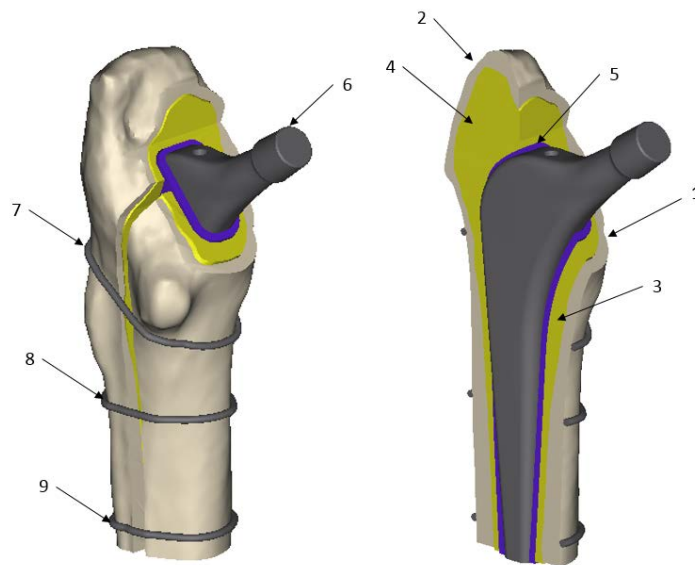


Figura 118 - Detalle de las capas empleadas en el modelado de la técnica de ensanchamiento femoral

4.7. PROCESO DE MALLADO Y RECONSTRUCCIÓN VOLUMÉTRICA

Durante el proceso de mallado, se buscará un equilibrio adecuado entre la uniformización de la malla a lo largo del modelo 3D reconstruido, el nivel de detalle en las zonas de interés, y obviamente la capacidad computacional disponible.

Cuanto mayor es el número de elementos que componen la malla, mayor será la calidad de la reconstrucción y del elemento a analizar en el módulo de simulación, sin embargo mayor tiempo, y mayor capacidad computacional será requerida.

4.7.1. MODELO PARA LA TÉCNICA QUIRÚRGICA CEMENTADA

Se parte de la reconstrucción descrita en el apartado [4.6.1](#), empleando las cuatro capas definidas:

1. Capa de hueso cortical.
2. Capa de hueso trabecular.
3. Capa de cementación.
4. Implante.

Se utilizan, para el mallado, elementos tetraédricos de alto nivel (10 nodos) del tipo SOLID187 en el software de análisis [234].

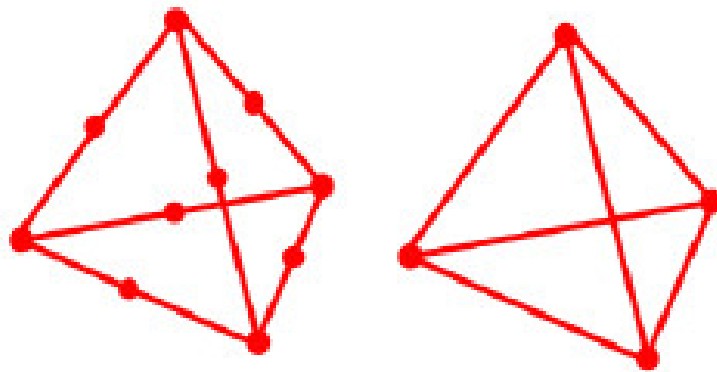


Figura 119 - Elementos tetraédricos de 10 (izquierda) y 4 elementos (derecha)

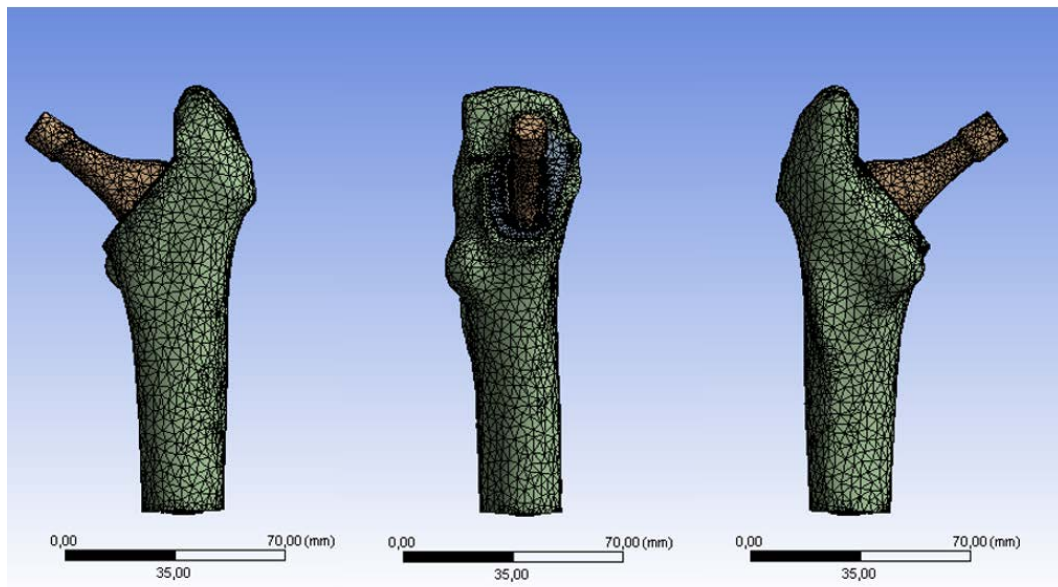


Figura 120 - Mallado del modelo para la Técnica Quirúrgica Cementada

Se modelan en total *44398 elementos volumétricos* en un total de 4 sub-volúmenes (capas), limitando la longitud de arista a un máximo de 5 mm, y con un output total de *82069 nodos* con coherencia y continuidad entre volúmenes para asegurar una precisión adecuada en el proceso de transmisión de cargas.

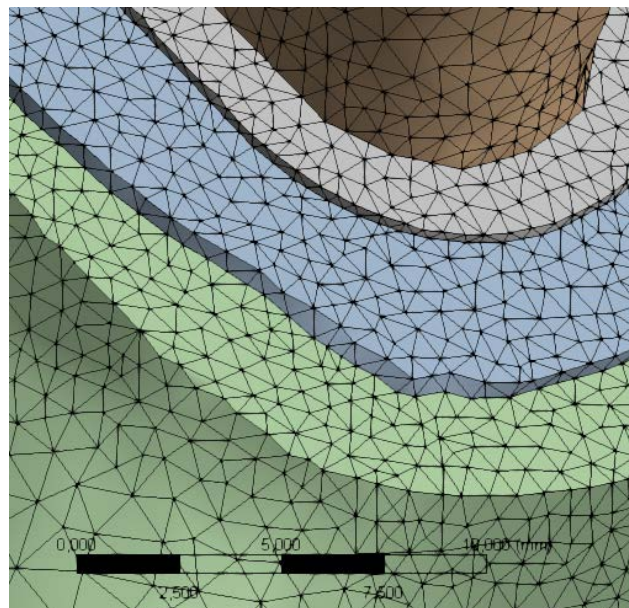


Figura 121 - Vista de detalle de la región del cuello femoral donde se encuentran los tres volúmenes definidos

4.7.2. MODELO PARA LA TÉCNICA QUIRÚRGICA DE ENSANCHAMIENTO FEMORAL

Se parte de la reconstrucción tridimensional obtenida anteriormente y se establecen en el modelo nueve capas distintas.

1. Capa cortical interna.
2. Capa cortical externa.
3. Capa trabecular interna.
4. Capa trabecular externa.
5. Capa de cementación.
6. Implante.
7. Cerclaje proximal subtrocantérico.
8. Cerclaje intermedio.
9. Cerclaje Distal.

Se utilizan para el mallado, igual que en la técnica cementada, elementos tetraédricos de alto nivel (10 nodos) de tipo SOLID187 en el software de análisis [234].

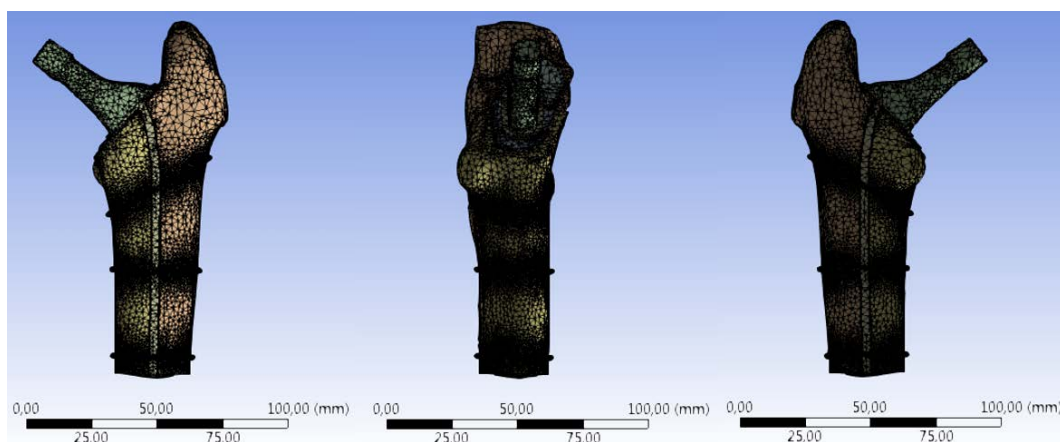


Figura 122 - Mallado del modelo para la técnica de ensanchamiento femoral

Dada la necesidad del uso de cerclajes en la técnica de ensanchamiento, y de cara a asegurar un correcto contacto entre la malla de los mismos y la del hueso cortical, se refina la malla correspondiente a los tres cables. Se utilizará así una limitación en la longitud de arista por elemento de 1 mm en la superficie definida para cada cerclaje, y de 5 mm en el resto del grupo de volúmenes.

Se modelan por tanto *293474 elementos volumétricos* en un total de 9 sub-volúmenes (capas) y con un output total de *456361 nodos* con coherencia y continuidad entre volúmenes para asegurar una precisión adecuada en el proceso de transmisión de cargas.

4.8. ASIGNACIÓN DE PROPIEDADES

Una vez generada la malla volumétrica, se deberá realizar la asignación de propiedades.

Se han considerado en total 5 capas de materiales distintos en las dos técnicas a analizar:

1. Material Óseo: Capa de hueso cortical.
2. Material Óseo: Capa de hueso trabecular.
3. Capa de cementación.
4. Implante.
5. Cerclajes.

4.8.1. MATERIAL ÓSEO

Tal y como se ha comentado en el apartado [4.2.1.2.2](#), se describirá el material óseo como un material lineal elástico, isótropo y homogéneo.

	<i>Hueso Cortical</i>	<i>Hueso Trabecular</i>
Densidad [kg/m ³]	1650	620
Módulo de Young [GPa]	15	0.7
Coefficiente de Poisson	0,33	0,2

Tabla 6 – Descripción de las propiedades mecánicas de los componentes óseos [213].

4.8.2. CAPA DE CEMENTACIÓN

Caracterizada como *Poli-metil metacrilato* (PMMA), se modela la capa de cementación asumiendo que una vez fraguado se trata de un material lineal elástico, isótropo y homogéneo [251, 252] con las siguientes propiedades:

- Densidad: 1180 kg/m³.
- Módulo de Young: 2,4 GPa.
- Coeficiente de Poisson: 0,3.

4.8.3. IMPLANTE

Se emplearán, independientemente de la técnica a utilizar, implantes modelo Exeter® de la marca Stryker [258].

Se caracterizan los implantes con acero Sandvik Bioline 316LVM [259] de grado quirúrgico, cuyas propiedades características son:

- Densidad: 8000 kg/m³.
- Módulo de Young: 187,5 GPa.
- Coeficiente de Poisson: 0,33.

4.8.4. CERCLAJES

Para el análisis de la técnica de ensanchamiento femoral, se utilizarán cerclajes de la marca Stryker® de 2mm de grosor.

Se caracterizan los cerclajes con acero Sandvik Bioline 316L 1RK91 [259], cuyas propiedades características son:

- Densidad: 7900 kg/m³.
- Módulo de Young: 200 GPa.
- Coeficiente de Poisson: 0,28.

4.8.5. RESUMEN DE PROPIEDADES ASIGNADAS

	<i>Densidad</i> <i>[kg/m³]</i>	<i>Módulo de Young</i> <i>[MPa]</i>	<i>Coeficiente de Poisson</i> <i>[]</i>
<i>Hueso Cortical</i>	1650	15000	0,33
<i>Hueso Trabecular</i>	620	700	0,2
<i>Capa cementada</i>	1180	2400	0,3
<i>Implante</i>	8000	187500	0,33
<i>Cerclajes</i>	7900	200000	0,28

Tabla 7 - Resumen de la asignación de propiedades en el modelo

4.9. CONDICIONES DE CONTORNO

4.9.1. TÉCNICA QUIRÚRGICA CEMENTADA

4.9.1.1. Superficies de contacto

Se emplean cuatro volúmenes independientes para la simulación de la técnica quirúrgica cementada:

- Hueso cortical.
- Hueso trabecular.
- Capa de cementación.
- Implante.

Se consideran tres superficies de contacto diferentes entre cada pareja de volúmenes.

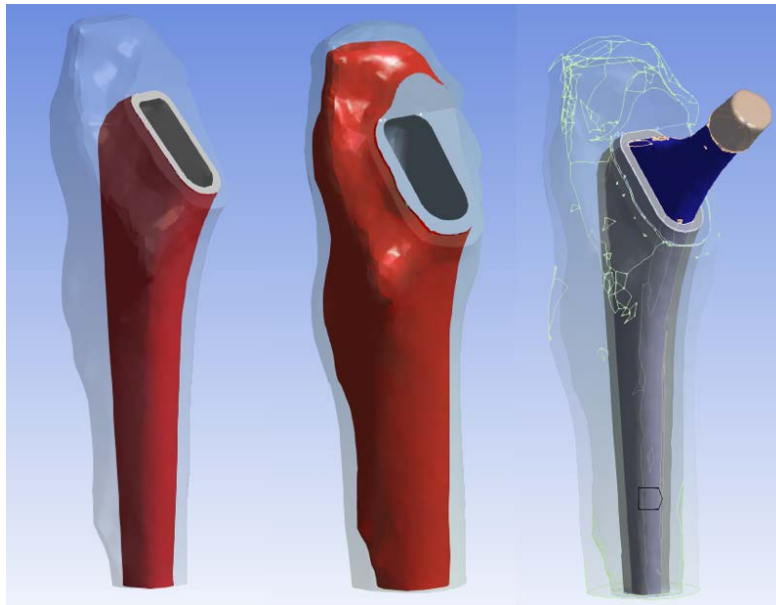


Figura 123 - Superficies de contacto entre los volúmenes definidos

Se asume un contacto sin desplazamiento relativo entre los distintos componentes utilizados en la simulación utilizando una relación de tipo 'bonded' entre las capas definidas.

4.9.1.1.1. Soporte fijo

Se considerará en el análisis el *primer tercio* del volumen femoral, empleando un soporte fijo en la región distal del hueso modelado que restringe el movimiento de la sección transversal de hueso en todas las direcciones.

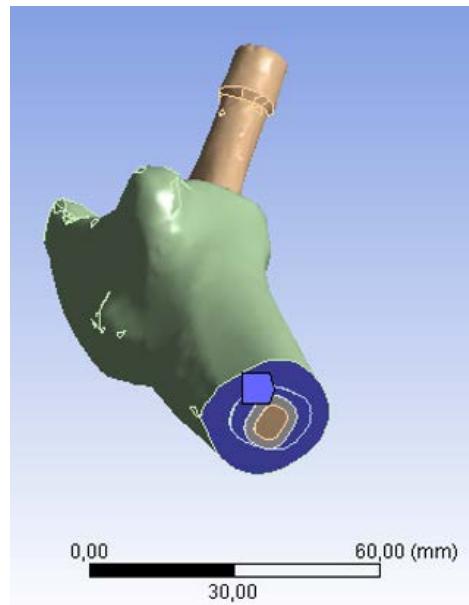


Figura 124 - Soporte fijo en la región distal del componente femoral

4.9.1.1.2. Región de aplicación de cargas

Se aplicarán las cargas correspondientes sobre la cabeza del implante femoral tal y como se puede observar en el detalle de la imagen a continuación, y referidas al sistema de referencia local definido.

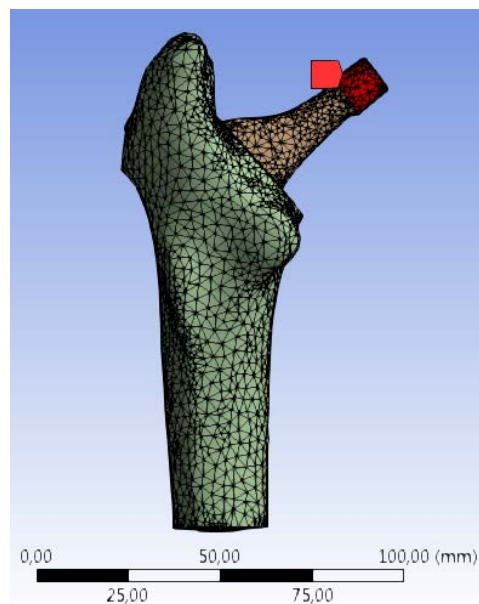


Figura 125 - Superficie de aplicación de cargas

4.9.1.1.3. Región de aplicación de pares de rotación

Se aplicarán los pares de rotación correspondientes sobre el vástago empleado [216] y acorde al sistema de referencia local definido, que se detallará en pasos posteriores.



Figura 126 - Superficie de aplicación de pares de rotación

4.9.2. TÉCNICA QUIRÚRGICA DE ENSANCHAMIENTO FEMORAL

4.9.2.1. Superficies de contacto

Se consideran nueve volúmenes independientes para la simulación de la técnica quirúrgica de ensanchamiento femoral:

1. Capa cortical interna.
2. Capa cortical externa.
3. Capa trabecular interna.
4. Capa trabecular externa.
5. Capa de cementación.
6. Implante.
7. Cerclaje proximal subtrocantérico.
8. Cerclaje intermedio.
9. Cerclaje Distal.

Existirán por tanto once superficies de contacto diferentes correspondientes al interfaz entre cada pareja de volúmenes.

Para todos los elementos, a excepción de los cerclajes, se simula el contacto con una relación de tipo 'bonded'.

Se simulará el contacto entre los elementos de cerclaje y el hueso cortical utilizando una relación de tipo friccional.

Se establece el coeficiente de rozamiento entre el hueso cortical y el cerclaje en 0,595 [260].

Se emplea una penetración de aproximadamente 1 mm³ en los cerclajes para simular su correcta fijación y pretensado [261].

4.9.2.1.1. Soporte fijo

Se define, del mismo modo que para la técnica quirúrgica cementada, un soporte fijo en la región distal del componente óseo que restringirá el movimiento de dicha sección transversal de hueso en todas las direcciones.

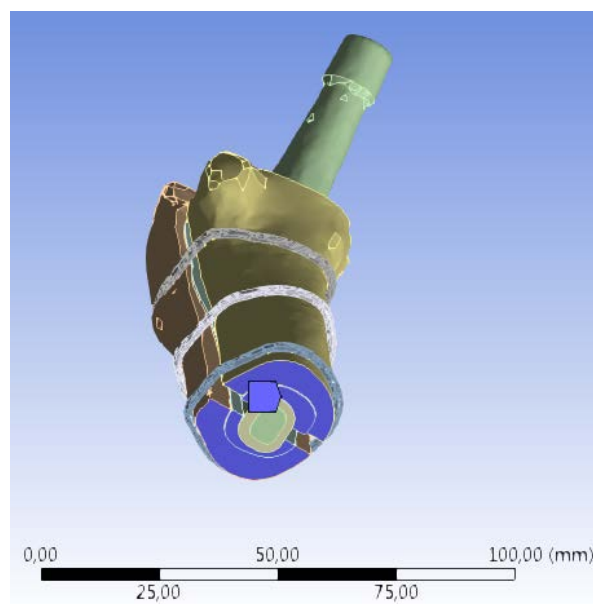


Figura 127 - Soporte fijo en la región distal del componente óseo

4.9.2.1.2. Región de aplicación de cargas

Del mismo modo que se ha indicado previamente para la técnica cementada, se aplicarán las cargas correspondientes sobre la cabeza del implante [216] según se indica en la imagen a continuación.

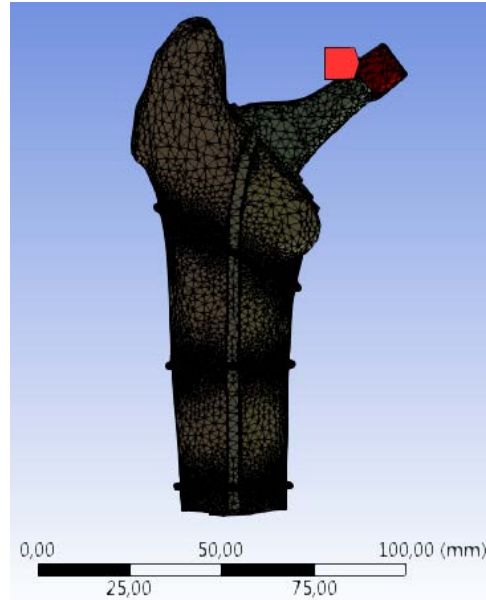


Figura 128 - Región de aplicación de cargas en la técnica de ensanchamiento femoral

4.9.2.1.3. Región de aplicación de pares de rotación

Se aplicarán los pares de rotación correspondientes sobre el vástago empleado [216] tal y como se ha definido para la técnica cementada y acorde al sistema de referencia local definido y que se detallará en apartados posteriores.

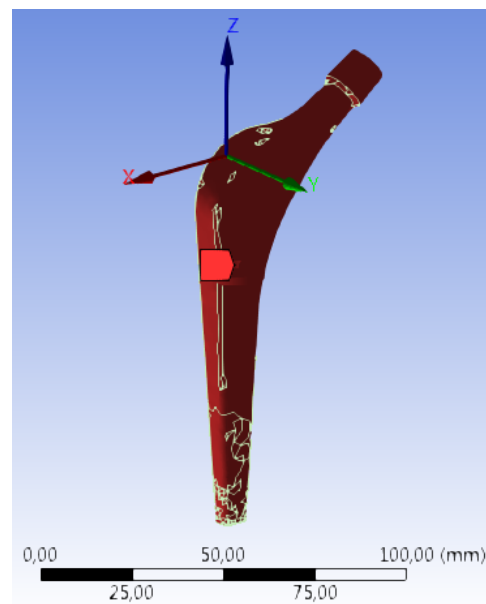


Figura 129 - Superficie de aplicación de pares de rotación en la técnica de ensanchamiento femoral

4.9.3. SISTEMA DE REFERENCIA

Se establece un sistema de referencia local para la aplicación de cargas, ubicado en la cabeza del implante.

Este sistema de referencia sigue las pautas del definido por Bergmann [215, 216].

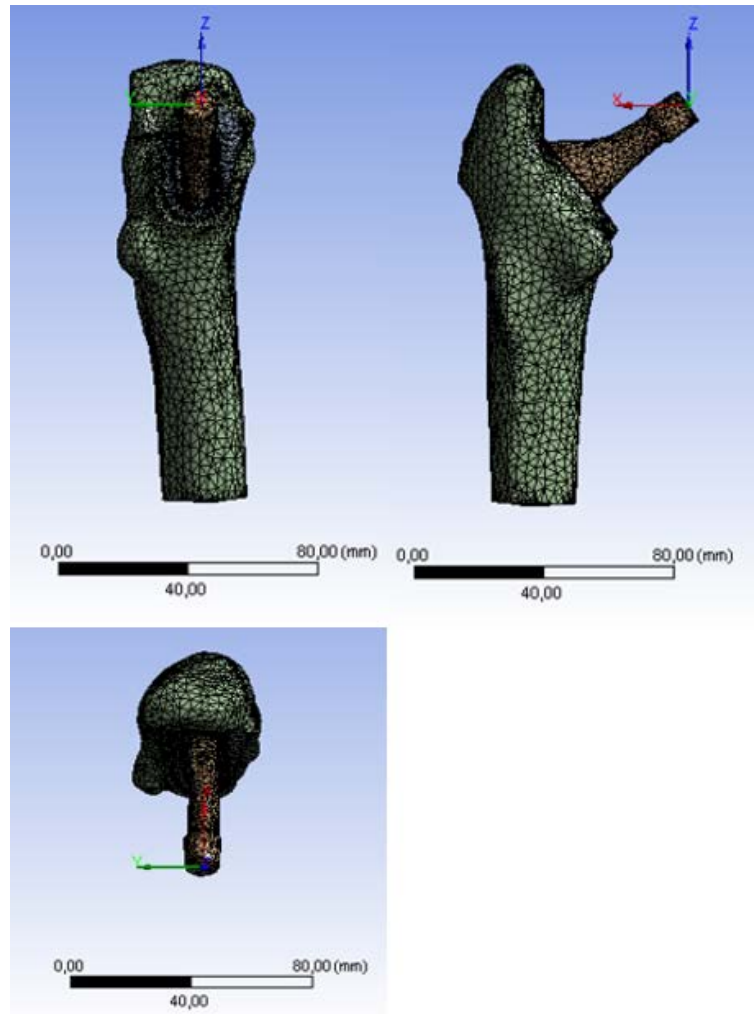


Figura 130 - Definición del sistema de referencia local basado en el definido por Bergmann.

Se define un sistema de referencia secundario de cara a la aplicación de pares de rotación, sobre el “hombro” del vástago femoral acorde a la información proporcionada por Bergmann [216].

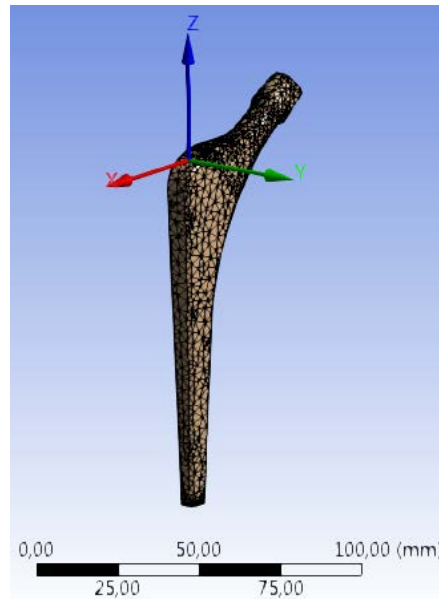


Figura 131 - Sistema de referencia local para la aplicación de pares de rotación

Se utilizara el mismo sistema de referencia (general y local en cada caso) para ambas aproximaciones quirúrgicas.

4.9.4. ASIGNACIÓN DE CARGAS

Se basarán las simulaciones en los casos de cargas discutidos con anterioridad, considerando el nivel de cargas promedio, para las actividades que acorde a la literatura [216] resulta más exigente:

Actividad	F_x [N]	F_y [N]	F_z [N]	$M_{z'}$ [N.mm]
Deambulaci3n	403	249	-1736	-11500
Bajada de Escaleras	370	292	-1944	-13700

Tabla 8 - Casos de Cargas Promedio para las actividades cr3ticas definidas por Bergmann

Se realizar3 una segunda iteraci3n para niveles de carga de pico para las actividades m3s exigentes seg3n Bergmann [216]:

Actividad	F_x [N]	F_y [N]	F_z [N]	$M_{z'}$ [N.mm]
Deambulaci3n	873	540	-3761	-25000
Bajada de Escaleras	776	613	-4082	-28800

Tabla 9 - Casos de Carga de Pico para las actividades cr3ticas definidas por Bergmann

Las condiciones de carga aplicadas ser3n comunes para ambas aproximaciones quir3rgicas.

4.10. IDEALIZACIÓN DEL MODELO Y SUPUESTOS INICIALES

Tanto para la simulación del modelo desarrollado para la técnica cementada como para el de la técnica de ensanchamiento femoral, se asume una serie de simplificaciones generales, que se relatan a continuación.

Generalmente en las investigaciones que emplean métodos de elementos finitos como herramienta, se utilizan modelos idealizados dada la complejidad de la geometría, propiedades de los materiales o condiciones de carga de los problemas a estudiar, y su relación con el objetivo de la investigación.

La idealización del modelo no es un aspecto negativo, dado que en los casos en los que existe una excesiva cantidad de variables y diferencias entre sujetos de estudio es posible aislar y estudiar ampliamente las relaciones causa-efecto, eliminando la variabilidad de los ensayos experimentales.

4.10.1. UMBRALIZADO

Para la reconstrucción tridimensional del hueso del paciente, y su posterior modelado, a partir de las imágenes procedentes de la TC, se parte de los umbrales definidos en la literatura [183] como ideales para la caracterización tanto del hueso cortical como trabecular del paciente:

- Hueso trabecular: 150-800 UH.
- Hueso cortical: 800-1800 UH.

Existe una gran variabilidad entre sujetos de estudio debidas a factores como la edad, la morfología, densidad ósea, etc. Los valores relatados anteriormente se emplean como base para la detección de contornos sobre las imágenes de partida, y son ajustados en cada región en particular para lograr un sólido adecuado que sea posible procesar posteriormente.

Se entiende esta simplificación como asumible y con un efecto menor sobre los resultados del presente análisis, dado que las regiones que muestran mayores complicaciones en la detección de contornos se encuentran en el cuello y cabeza femoral del paciente, y son precisamente estas regiones las que son osteotomizadas y retiradas del sólido reconstruido para modelar cada técnica quirúrgica.



Figura 132 - Ajuste de la máscara del hueso cortical. Resultado del umbralizado automático acorde a los valores definidos (izquierda) y ajuste manual de contornos sobre las imágenes de partida (derecha)

4.10.2. MODELADO

En la descripción de la técnica quirúrgica de ensanchamiento femoral se practica un taladrado longitudinal de las paredes del fémur, que posteriormente permitirán su apertura empleando un osteótomo.

En pasos posteriores, tras el fresado intramedular y la limpieza del canal femoral, se prescribe el relleno del ranurado practicado empleando pequeños fragmentos de la porción de hueso retirada tras la sección del cuello femoral. Este relleno se realiza a efectos de evitar la fuga de cemento y para lograr una correcta presurización.

A efectos del modelado tridimensional y de la simulación no se considera esta capa dado que no repercute directamente en la integridad estructural del sólido.

4.10.3. MALLADO

Las superficies obtenidas a partir de las imágenes de TC se mallan utilizando elementos tetraédricos de 10 nodos de tipo SOLID187 en el software de análisis [234] acorde a las características del caso de estudio y a las recomendaciones encontradas en la literatura [262].

No se ha considerado en el presente estudio la influencia de la utilización de elementos de mallado alternativos [263] y su interacción con distintas aproximaciones en la caracterización del material óseo.

Se considera este supuesto como asumible dado que el presente trabajo de estudio realizará una comparación de mallados equivalentes y que por tanto no introducen distorsión en los resultados.

4.10.4. CARACTERIZACIÓN DE MATERIALES

Se caracteriza en el presente estudio el material óseo (cortical y trabecular) del paciente como lineal elástico, isotrópico y homogéneo. Idealmente debería ser posible la caracterización del material óseo a partir de la información obtenida de la TC sin embargo dadas las características de la aproximación quirúrgica a estudiar, no resulta posible extraer valores con la precisión adecuada.

Dado que el presente trabajo de investigación no está basado en la indicación del criterio de fallo del hueso del paciente en un caso concreto, sino en la comparación de dos técnicas quirúrgicas paralelas utilizadas en un mismo paciente, y con una misma morfología ósea modificada en cada aproximación, se considera asumible el supuesto de la caracterización lineal elástica, isotrópica y homogénea. Existen estudios [192] que caracterizan el hueso de este modo y que justifican esta decisión.

4.10.5. CASOS DE CARGAS

Las simulaciones practicadas en los modelos desarrollados utilizan como input de cargas los valores para las actividades críticas, definidas anteriormente como de *alto nivel de impacto*, de deambulación y bajada de escaleras. Se utilizan para ello los valores extraídos de la literatura [216] y basados en sujetos de un peso medio de 750 N, en el caso de cargas promedio, y de 1000 N, en el caso de cargas de pico.

Los casos de carga empleados no corresponden a un sujeto concreto y por tanto pueden existir diferencias en los valores empleados y extraídos de la literatura.

Se considera asumible el efecto de esta asunción dado que se emplean implantes estándar basados en el ajuste a la morfología del paciente y que no se clasifican, acorde al criterio del fabricante, en base al peso del sujeto.

Del mismo modo, solamente se consideran en el presente caso de estudio las cargas estructurales transmitidas directamente al conjunto definido en cada modelo, sin tener en cuenta las sollicitaciones musculares debidas a las inserciones musculares presentes en los trocánteres mayor y menor. Con la presente simplificación es posible aislar el efecto de la variación de carga en una situación estática comparando dos aproximaciones quirúrgicas diferentes.

4.10.6. SUPERFICIES DE CONTACTO

Como se ha descrito en apartados anteriores, existen dos relaciones de contacto diferentes, aplicadas en las técnicas quirúrgicas estudiadas:

1. Relación de contacto de tipo 'bonded'. Esta relación se emplea en los pares de contacto:
 - Hueso Cortical-Hueso trabecular.
 - Hueso Trabecular-Capa Cementada.
 - Capa Cementada-Implante.
2. Relación de contacto de tipo 'friccional'. Esta relación es la utilizada para los pares de contacto Cerclaje-Hueso Cortical.

La relación de contacto de tipo 'bonded' asume que las superficies de contacto se encuentran pegadas una a otra sin posibilidad de movimiento relativo entre ellas debido a fenómenos de fricción, y sin posibilidad de separación entre las mismas. Se utiliza la presente simplificación, sin tener en cuenta los posibles micro-movimientos, debidos a una incorrecta cementación, en las interfases hueso trabecular- capa cementada y capa cementada-implante.

Resultados

5. RESULTADOS

5.1. RESULTADOS DEL OBJETIVO 1: Análisis del problema y reconstrucción de un modelo tridimensional de la anatomía femoral del paciente objeto de estudio

Se realiza un análisis previo de la información disponible del paciente con el objeto de determinar si la naturaleza del problema se ajusta al caso ideal a tratar mediante la técnica quirúrgica propuesta para Displasias Severas de Cadera.

Se analizan sobre el caso práctico:

- *Dismetría*: Se mide un valor de 160 mm de altura pélvica y una disimetría de 35,7 mm. Atendiendo a la clasificación de Crowe [17] este valor de disimetría, que supone un 23% respecto a la altura pélvica, coloca el caso en el grupo IV de luxaciones severas.
- *Diámetro del canal femoral*: Se mide un valor de 9,57 mm en la región más estrecha del fémur izquierdo.
- *Offset*: De cara a la correcta selección del implante adecuado, se mide un valor de 44,75 mm.

Como se ha descrito previamente en el documento, a partir de los datos de la TC del paciente, se ha reconstruido el modelo tridimensional de la articulación.

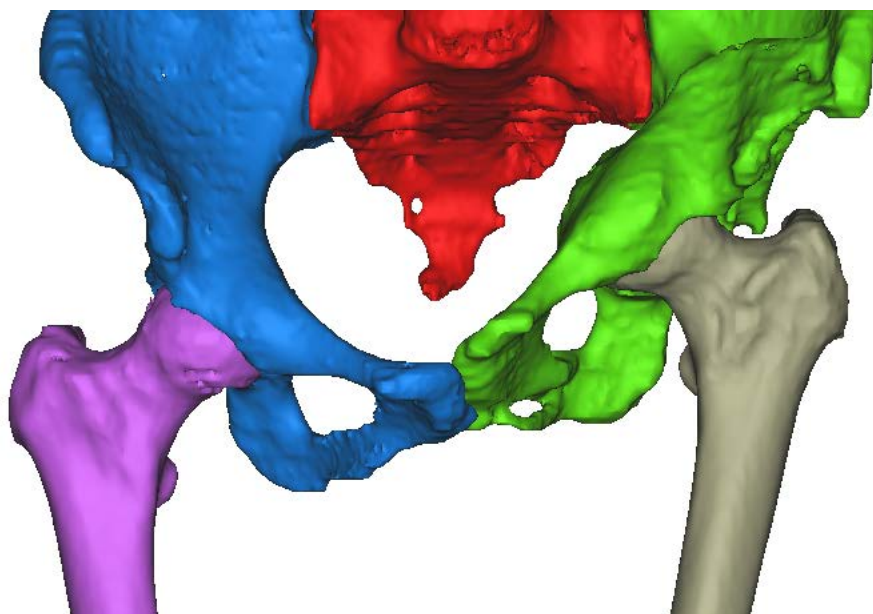


Figura 133 - Vista frontal de la reconstrucción de la cadera del paciente MIHM

Se puede apreciar visualmente en la reconstrucción tridimensional la disimetría del miembro desplazado medida anteriormente (fémur izquierdo). Será el fémur izquierdo el objeto de interés del presente estudio.

5.2. RESULTADOS DEL OBJETIVO 2: Modelado tridimensional de la técnica quirúrgica real cementada a partir del fémur reconstruido en condiciones pre-operatorias

Se ha reconstruido la técnica quirúrgica cementada utilizada originalmente en el caso real objeto de estudio.

Acorde a la información disponible, y a las medidas de offset y diámetro del canal femoral obtenidas, se selecciona un implante Exeter® de la marca Stryker de 44 mm de offset, 150 mm de longitud y talla 0.

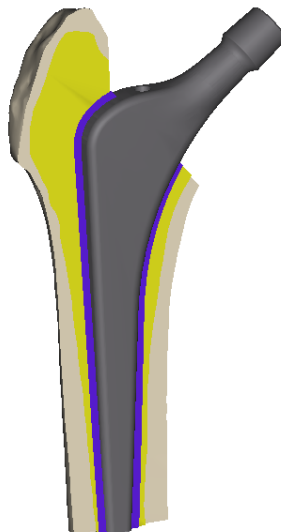


Figura 134 - Sección transversal de la reconstrucción de la técnica quirúrgica cementada

Se ha desarrollado un modelo tridimensional que representa la técnica quirúrgica real sobre el fémur reconstruido en pasos previos, obteniendo un conjunto formado por cuatro volúmenes (Hueso Cortical, Hueso Trabecular, Cemento e Implante) que interaccionan a través de las superficies de contacto que se asumen de adhesión (bonded contact).

Para el modelado se han empleado elementos tetraédricos de alto nivel (10 nodos) de tipo SOLID187 en Ansys [234] con una longitud máxima de arista de 5 mm.

El conjunto obtenido cuenta con 44398 elementos volumétricos y con un total de 82069 nodos.

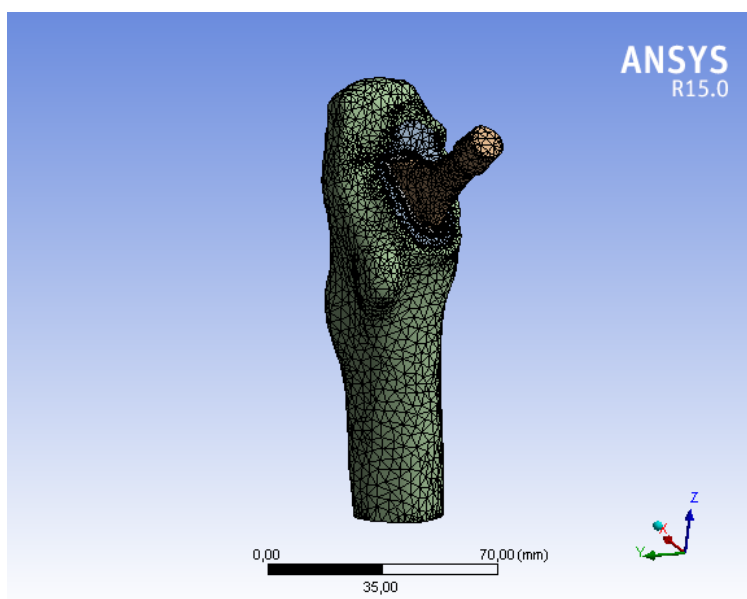


Figura 135 – Detalle del mallado para la técnica cementada

5.3. RESULTADOS DEL OBJETIVO 3: Análisis por medio de MEF del modelo generado para la técnica cementada

Con el modelo generado anteriormente, y empleando las condiciones de contorno y casos de carga relatados en capítulos anteriores se realiza un análisis utilizando el MEF que determinará el rendimiento del implante utilizado en la técnica cementada.

Se resumen a continuación los casos de cargas que definen los distintos escalones empleados en la simulación:

Intensidad	Actividad	F_x [N]	F_y [N]	F_z [N]	M_z [N.mm]
Carga Promedio	Deambulaci3n	403	249	-1736	-11500
	Bajada de escaleras	370	292	-1944	-13700
Carga de pico	Deambulaci3n	873	540	-3761	-25000
	Bajada de escaleras	776	613	-4082	-28800

Tabla 10 - Resumen de casos de cargas a utilizar en la simulaci3n

Se describen los resultados obtenidos en funci3n de los criterios de:

- Desplazamiento total.
- Deformaci3n m3xima.
- Tensi3n equivalente de Von Mises.
- Tensi3n principal m3xima.

5.3.1. CASO DE CARGAS PROMEDIO DURANTE LA ACTIVIDAD DE DEAMBULACIÓN

5.3.1.1. Desplazamientos

Se mide un desplazamiento total en el conjunto de 1,69 mm.

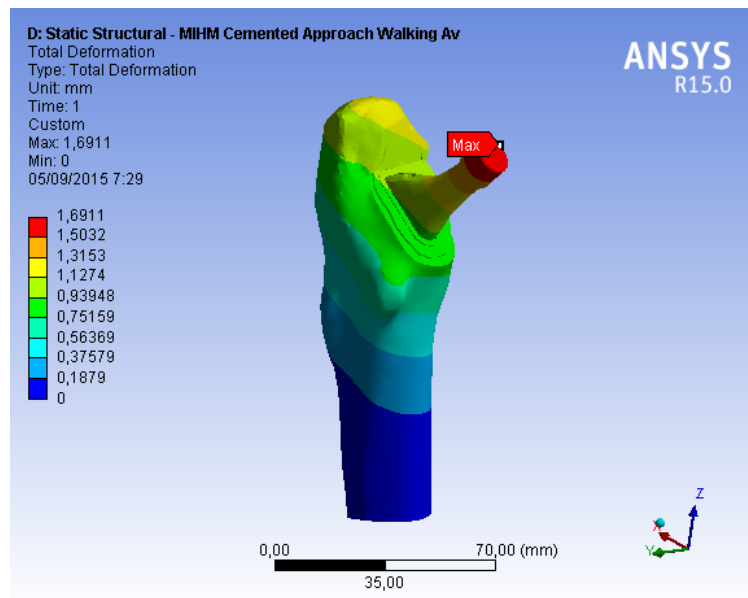


Figura 136 - Valores de desplazamiento total en el conjunto

El valor máximo se observa en la región de aplicación de cargas sobre el implante.

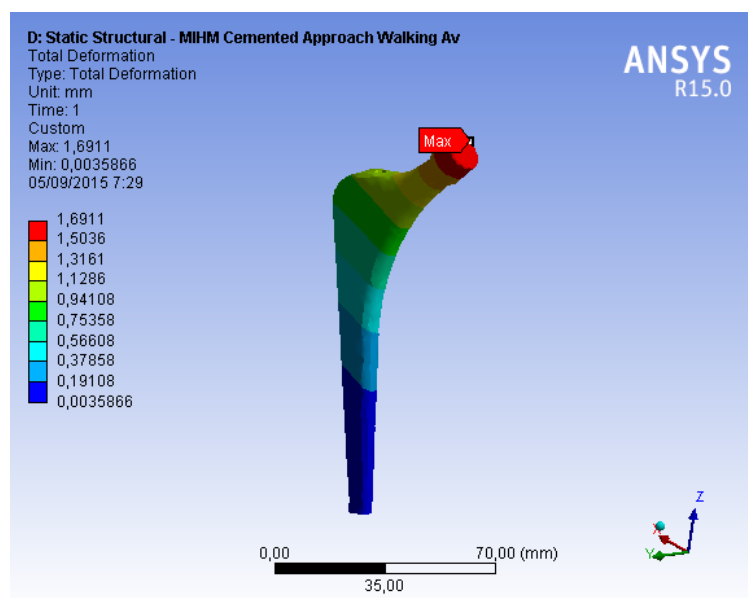


Figura 137 - Detalle de desplazamientos en el implante

5.3.1.2. Deformación máxima

Se mide una deformación máxima en el conjunto de $1,34\text{E}-2$.

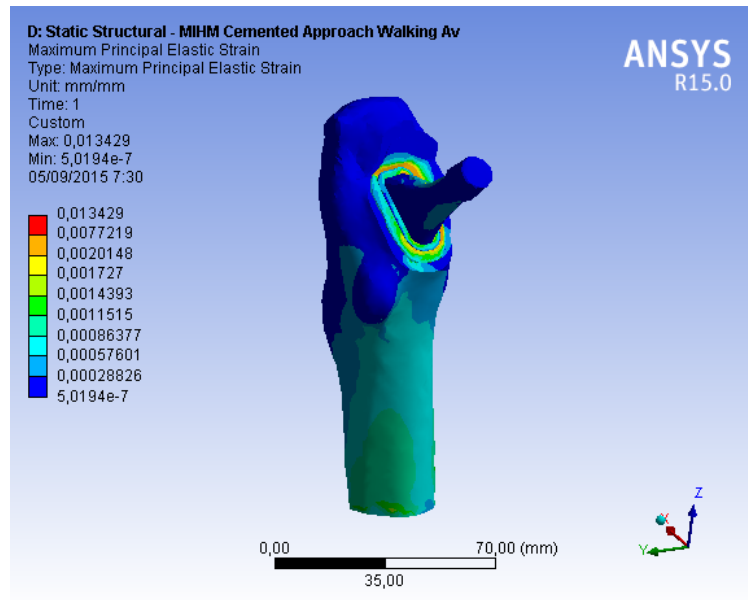


Figura 138 - Deformación máxima en el conjunto

La deformación máxima tiene lugar en la capa de hueso trabecular. Se encuentra el valor máximo de esta deformación en la región inferior, junto al soporte fijo definido para el modelo.

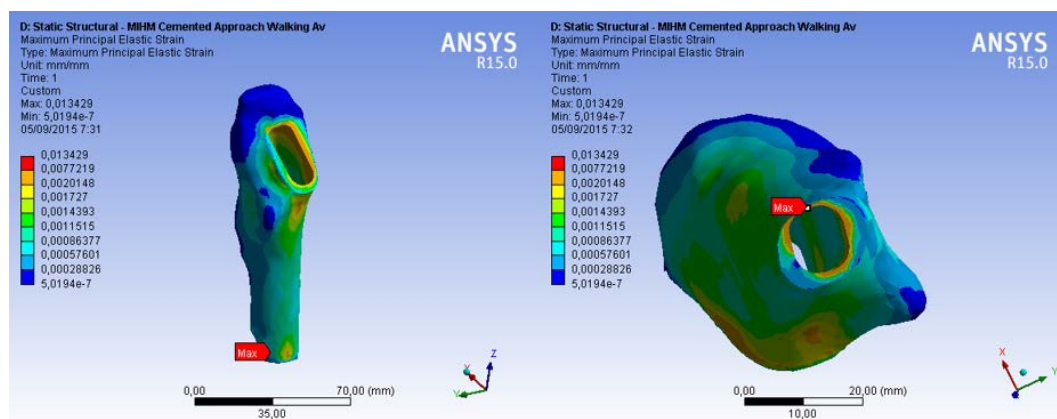


Figura 139 - Deformación máxima en el hueso trabecular

Se realizan mediciones en zonas alejadas del soporte fijo, encontrando valores máximos del orden de $6,9\text{E-}3$ en la región osteotomizada del cuello femoral.

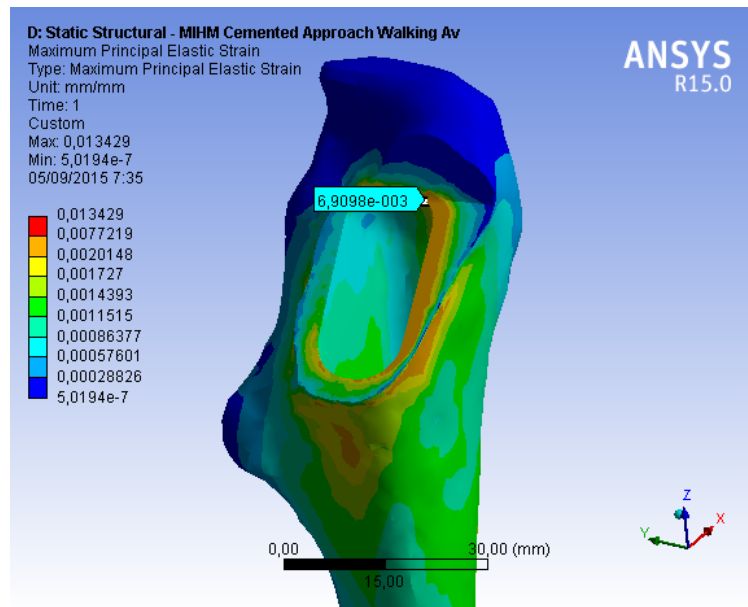


Figura 140 - Deformación máxima del hueso trabecular en la región osteotomizada del cuello femoral

El implante muestra un valor de deformación máxima de $1.1\text{E-}3$ en la región del cuello.

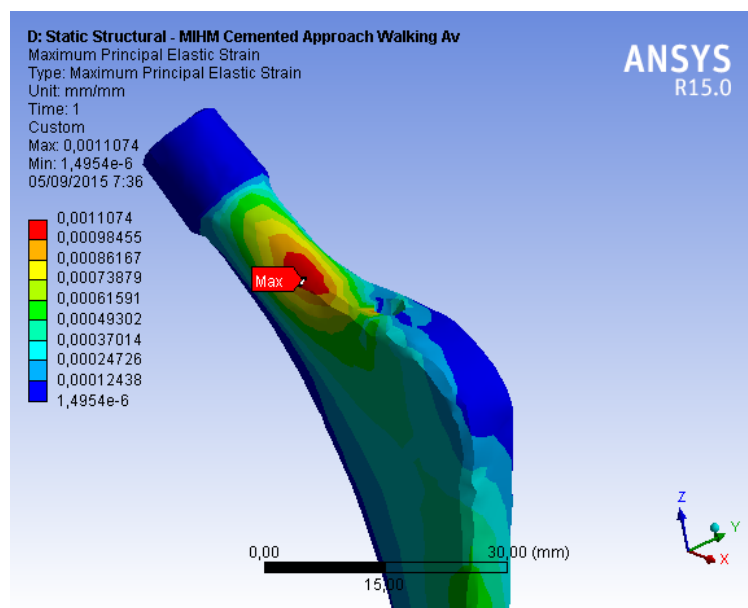


Figura 141 - Deformación máxima en el implante

5.3.1.3. Tensión equivalente de von mises

Se mide un valor máximo de tensión equivalente de 209,7 MPa.

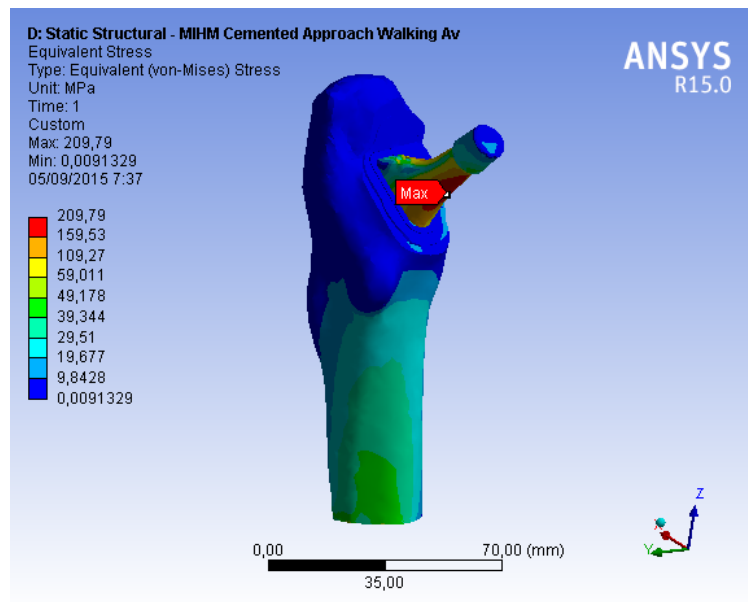


Figura 142 - Tensión equivalente de Von Mises en el Conjunto

Dicho valor se encuentra sobre el cuello del implante.

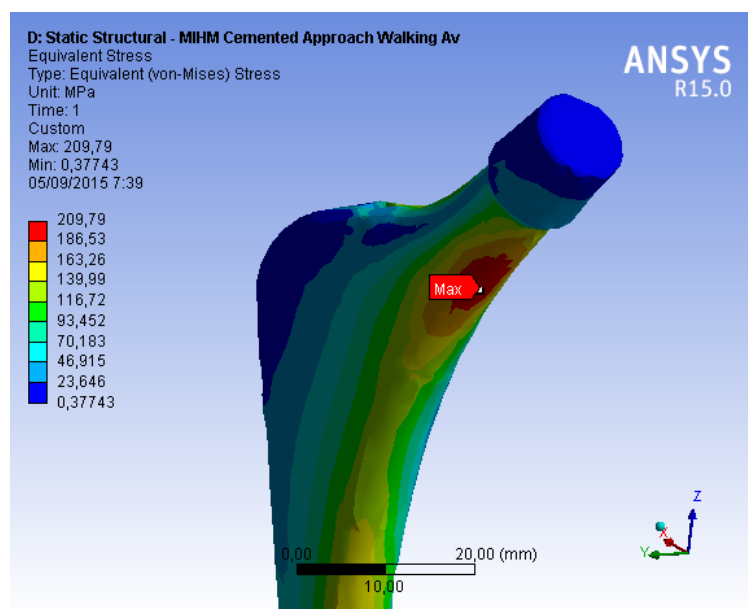


Figura 143 - Valor máximo de la tensión equivalente sobre el implante

5.3.1.4. Tensión máxima

Se mide una tensión máxima de 209,8 MPa.

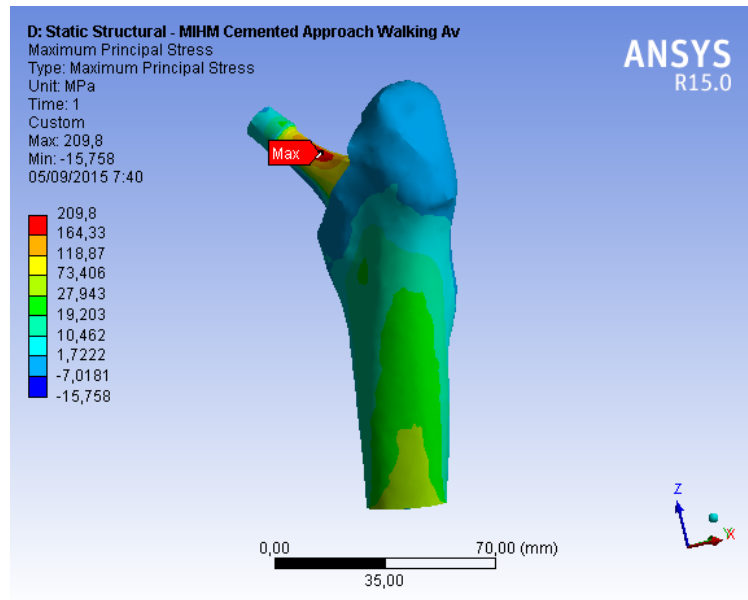


Figura 144 - Tensión máxima sobre el conjunto

El valor de tensión máxima se mide sobre el implante, de nuevo en la región del cuello.

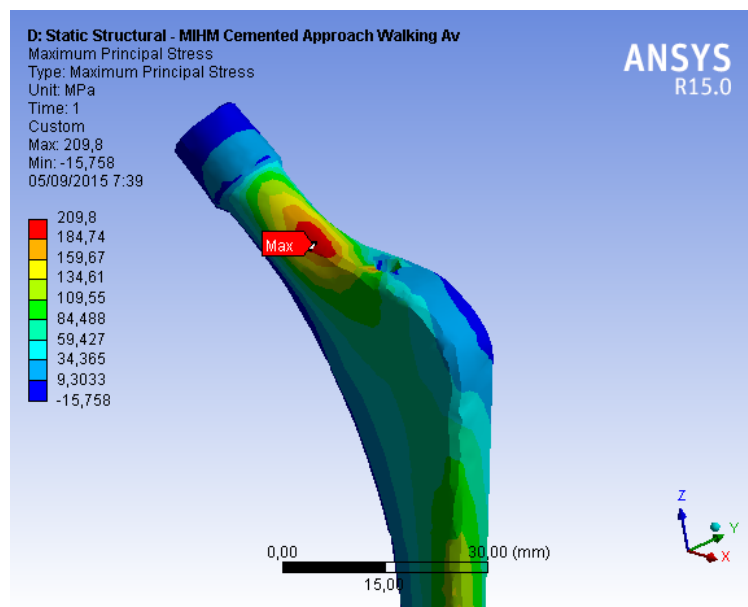


Figura 145 - Valor de tensión máxima sobre el implante

5.3.2. CASO DE CARGAS DE PICO DURANTE LA ACTIVIDAD DE DEAMBULACIÓN

5.3.2.1. Desplazamientos

Se mide un desplazamiento máximo en el conjunto de 3,81 mm.

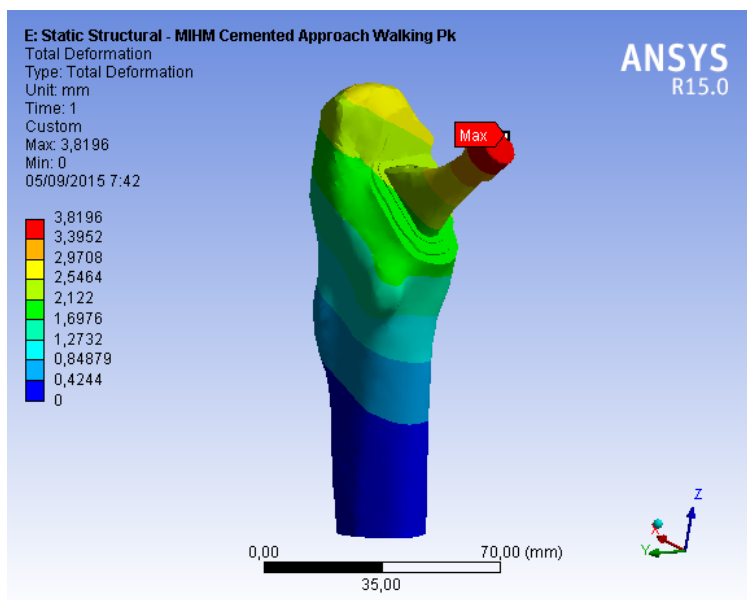


Figura 146 - Detalle de desplazamientos en el conjunto

El valor máximo de desplazamientos se encuentra sobre la cabeza del implante.

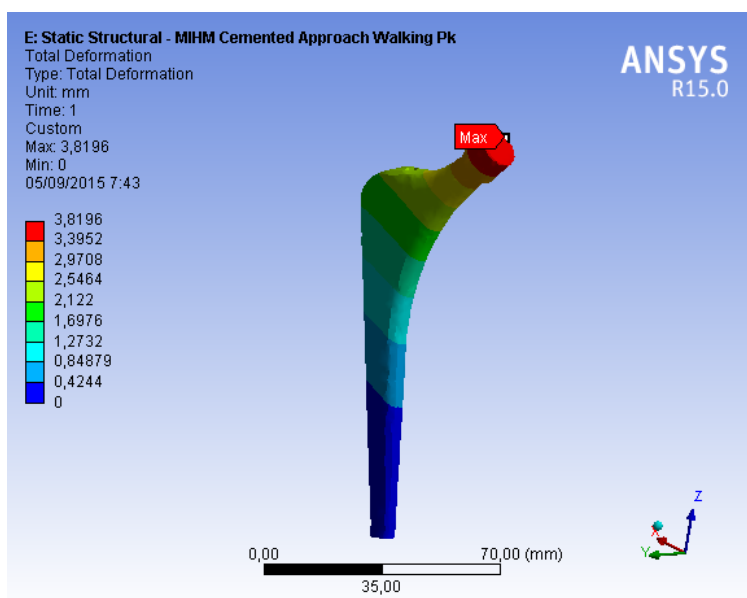


Figura 147 - Detalle de desplazamientos sobre el implante

5.3.2.2. Deformación máxima

Se mide un valor máximo de deformación sobre el conjunto de $3,47\text{E-}2$.

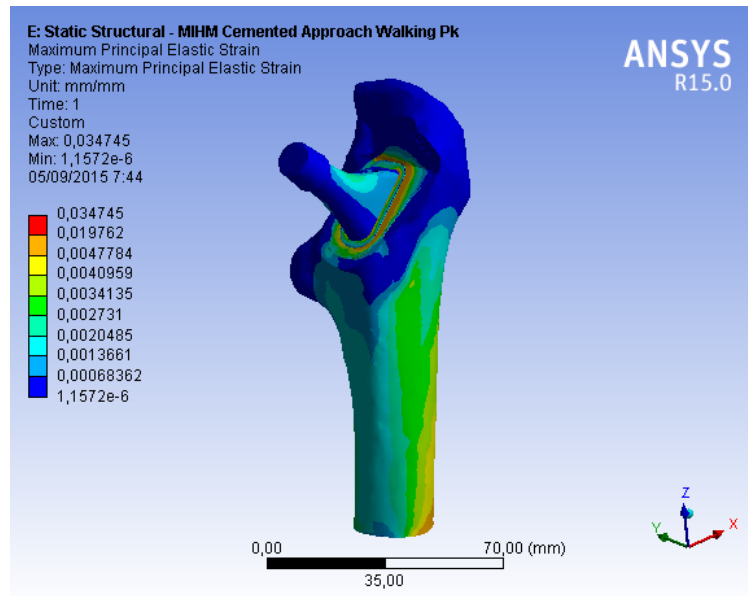


Figura 148 - Deformación máxima sobre el conjunto

El valor máximo se mide sobre la capa cementada del conjunto en la región distal del modelo, junto al soporte fijo definido. Se observan del mismo modo valores de deformación elevados en la región proximal osteotomizada del rango de $7,42\text{E-}3$.

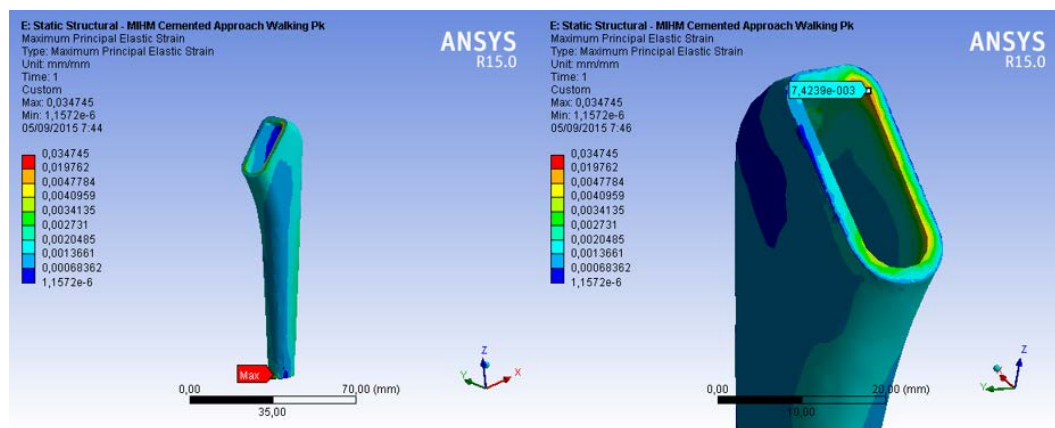


Figura 149 - Deformación máxima sobre la capa cementada

El implante encuentra su deformación máxima en la región del cuello, con un valor de $2,47\text{E-}3$.

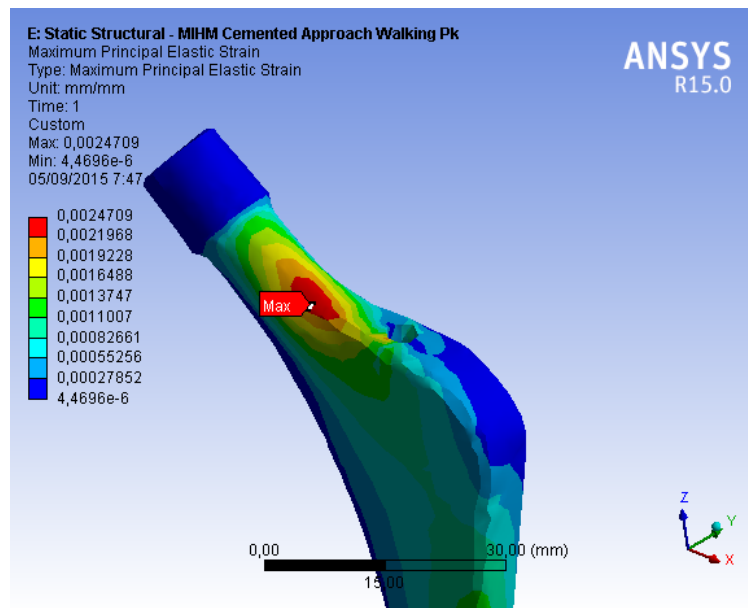


Figura 150 - Deformación máxima sobre el implante

5.3.2.3. Tensión equivalente de von mises

Se mide una tensión equivalente máxima de 462,96 MPa.

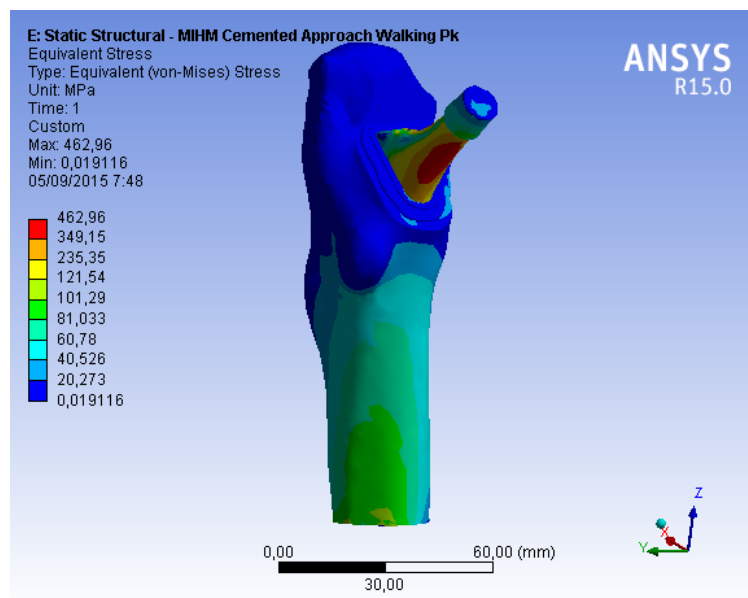


Figura 151 - Tensión equivalente en el conjunto

Dicho valor se mide sobre el implante en la región del cuello.

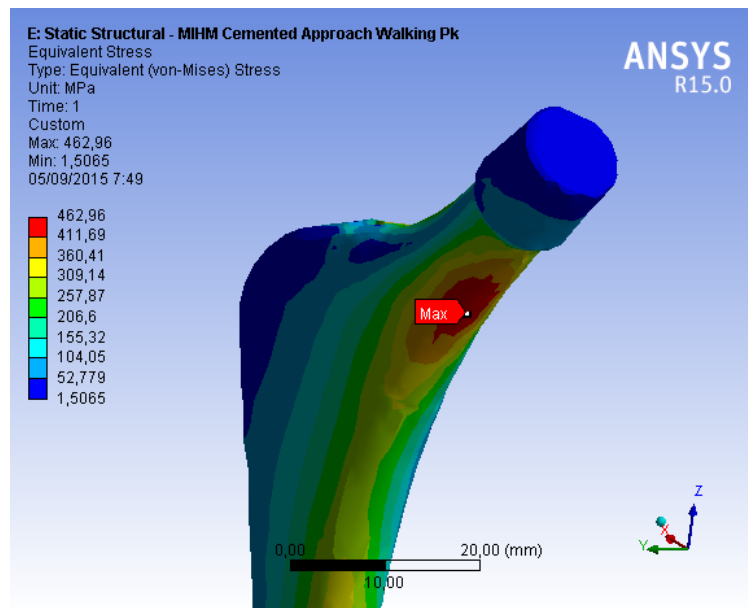


Figura 152 - Tensión equivalente sobre el implante

5.3.2.4. Tensión máxima

Se mide un valor de tensión máxima de 467,98 MPa.

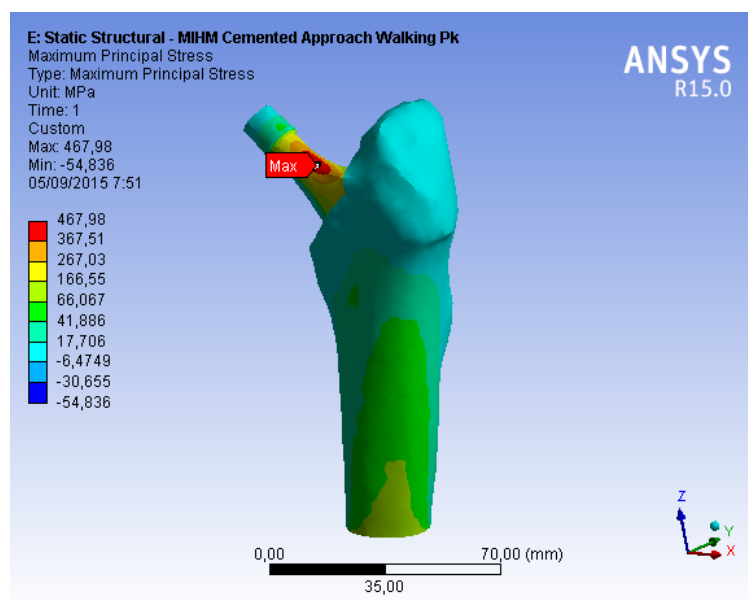


Figura 153 - Tensión máxima sobre el conjunto

Dicho valor se encuentra sobre el cuello del implante.

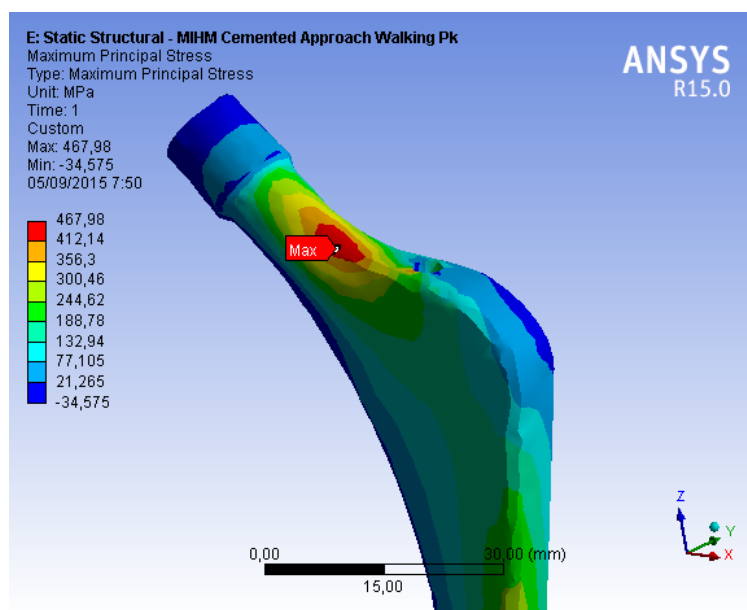


Figura 154 - Tensión máxima sobre el implante

5.3.3. CASO DE CARGAS PROMEDIO DURANTE LA ACTIVIDAD DE BAJADA DE ESCALERAS

5.3.3.1. Desplazamientos

Se mide un desplazamiento máximo en el conjunto de 2,06 mm.

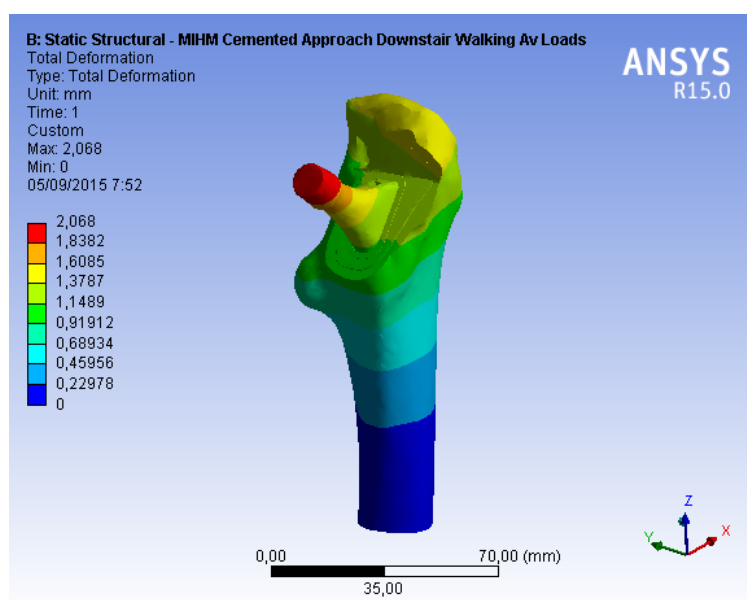


Figura 155 - Deformación máxima sobre el conjunto

El valor máximo de desplazamientos se encuentra sobre la cabeza del implante.

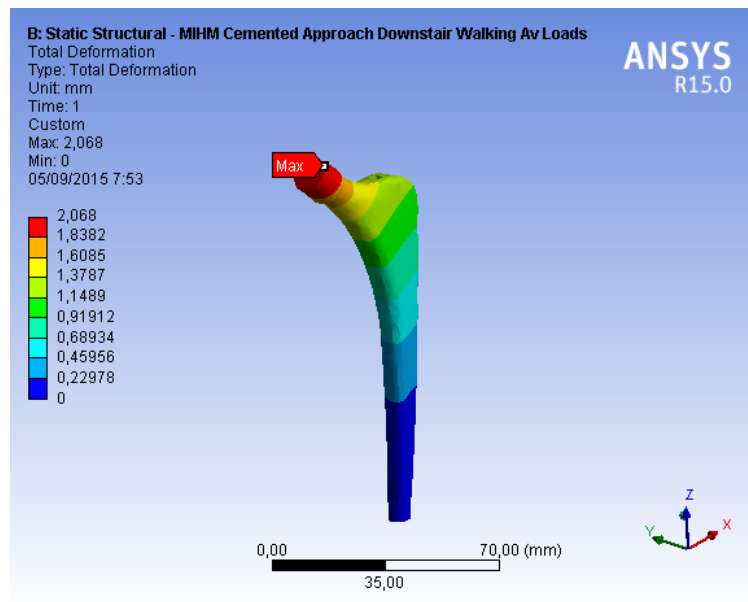


Figura 156 - Deformación máxima en el implante

5.3.3.2. Deformación máxima

Se mide un valor máximo de deformaciones en el conjunto de $1,73\text{E-}2$.

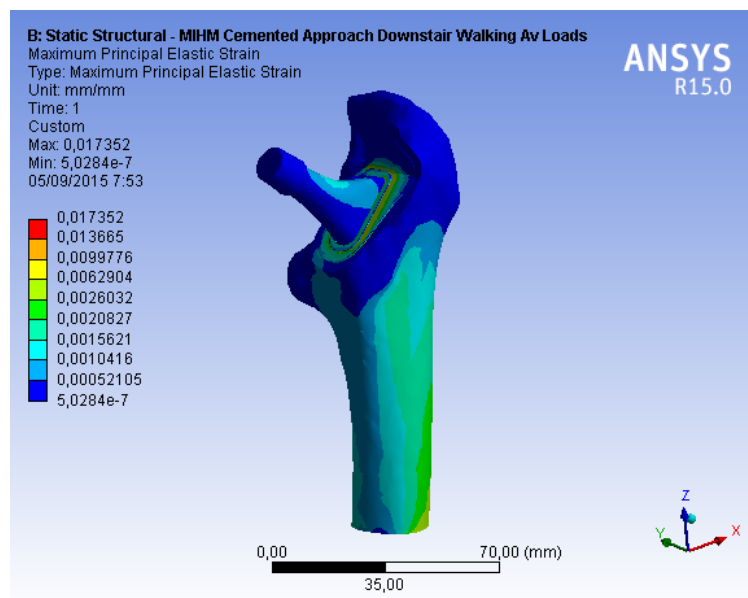


Figura 157 - Deformación máxima en el conjunto

Se encuentra el valor máximo sobre la capa de hueso trabecular, en la región próxima al soporte fijo del modelo simulado.

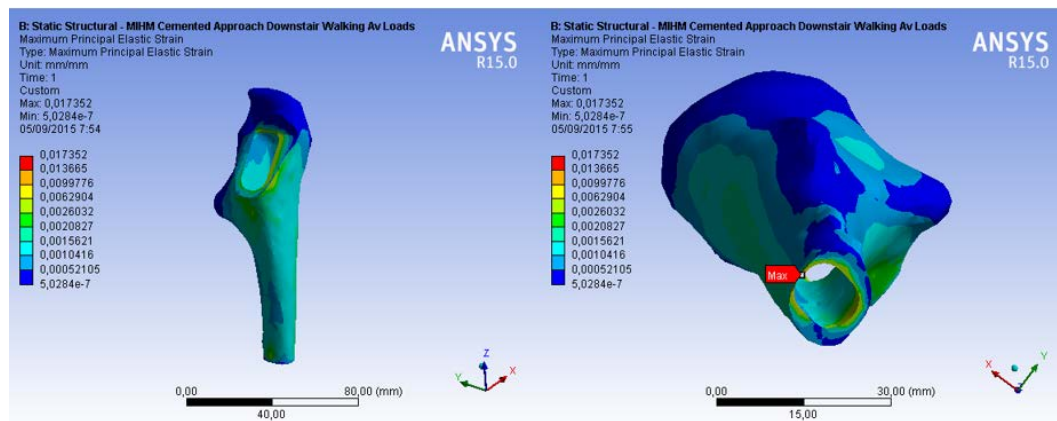


Figura 158 - Deformación máxima medida sobre la capa de hueso trabecular

Se realizan mediciones sobre la región proximal, obteniendo valores del orden de $7,7\text{E}-3$.

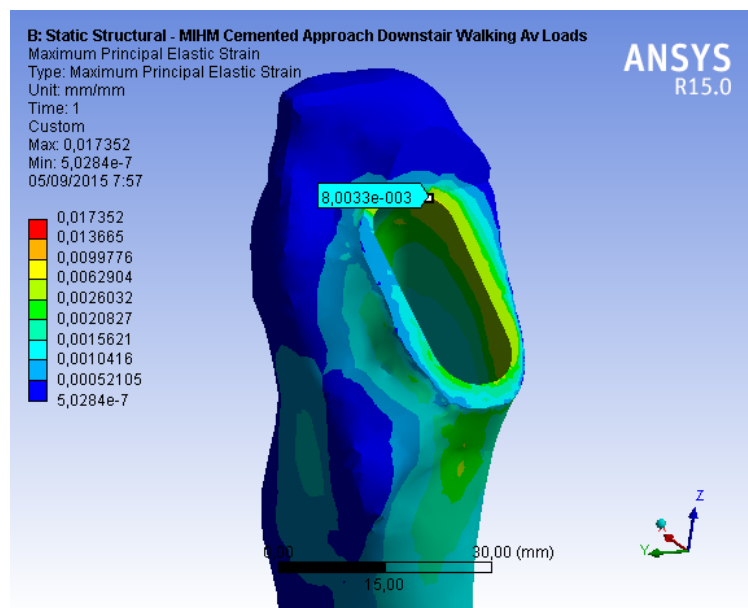


Figura 159 - Deformación máxima sobre el hueso trabecular en la región proximal

El valor máximo de deformación sobre el implante es de $1,29\text{E-}3$.

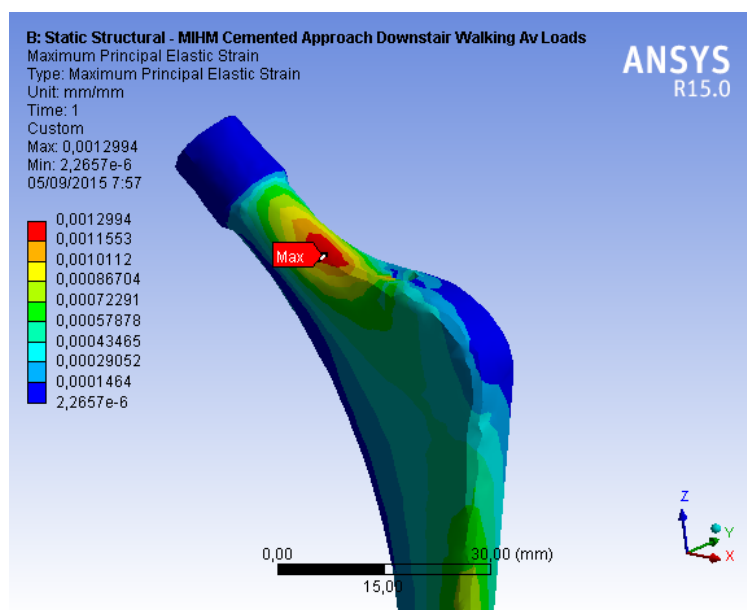


Figura 160 - Deformación máxima en el implante

5.3.3.3. Tensión equivalente de von mises

Se mide un valor máximo de tensión equivalente de 242,6 MPa.

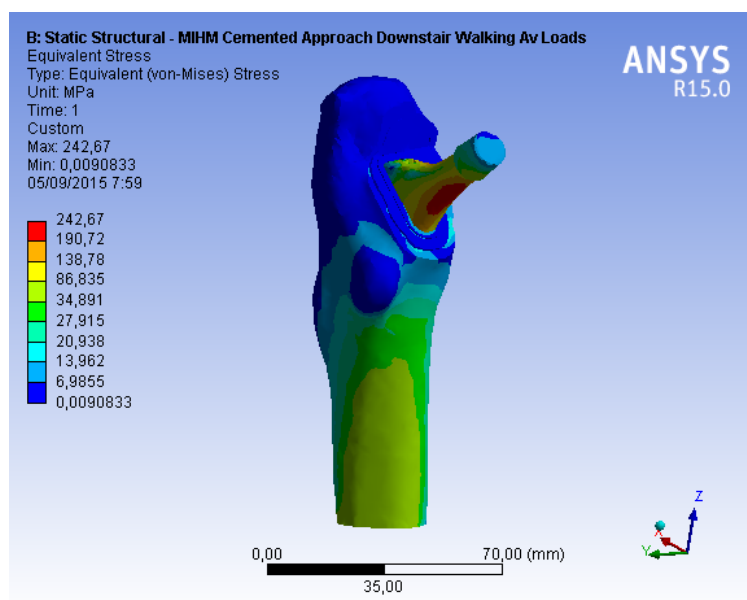


Figura 161 - Tensión equivalente en el conjunto

El valor máximo se encuentra sobre el cuello del implante.

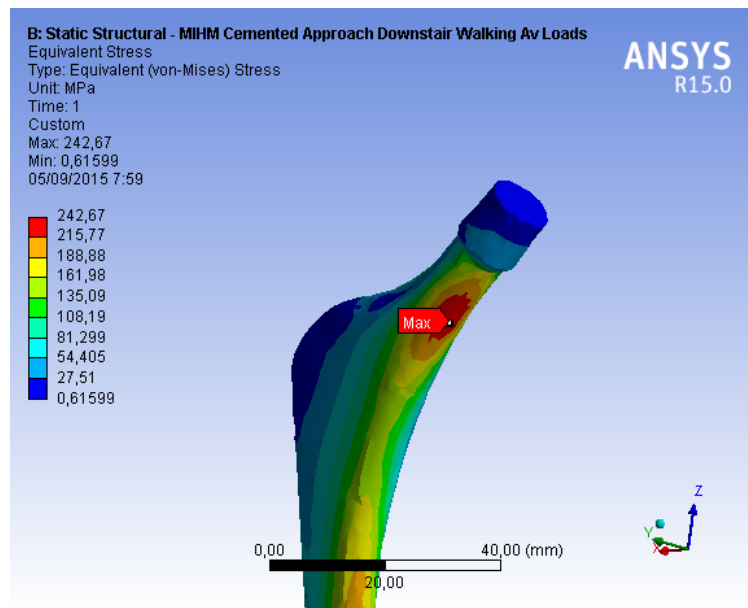


Figura 162 - Tensión equivalente en el implante

5.3.3.4. Tensión máxima

Se mide un valor de tensión máxima en el conjunto de 246,16 MPa.

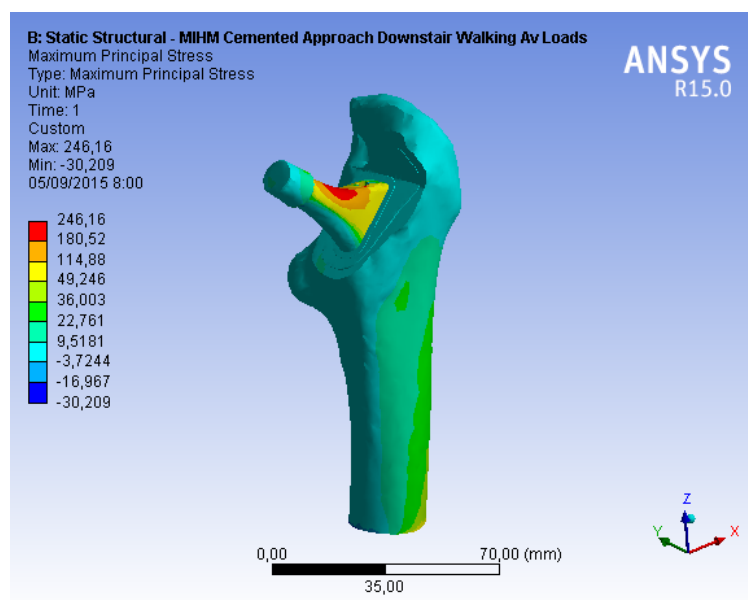


Figura 163 - Tensión máxima en el conjunto

El valor máximo se encuentra de nuevo sobre el cuello del implante.

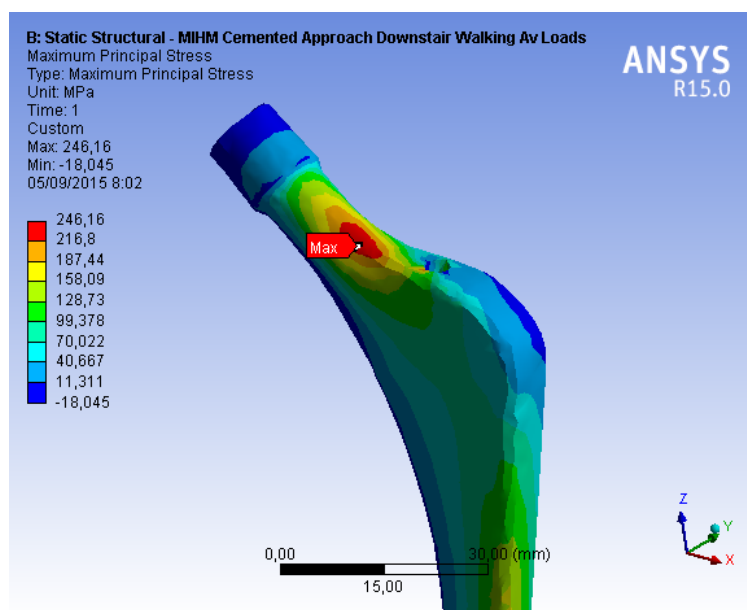


Figura 164 - Tensión máxima en el implante

5.3.4. CASO DE CARGAS DE PICO DURANTE LA ACTIVIDAD DE BAJADA DE ESCALERAS

5.3.4.1. Desplazamientos

Se mide un valor máximo de desplazamientos en el conjunto de 4,5 mm.

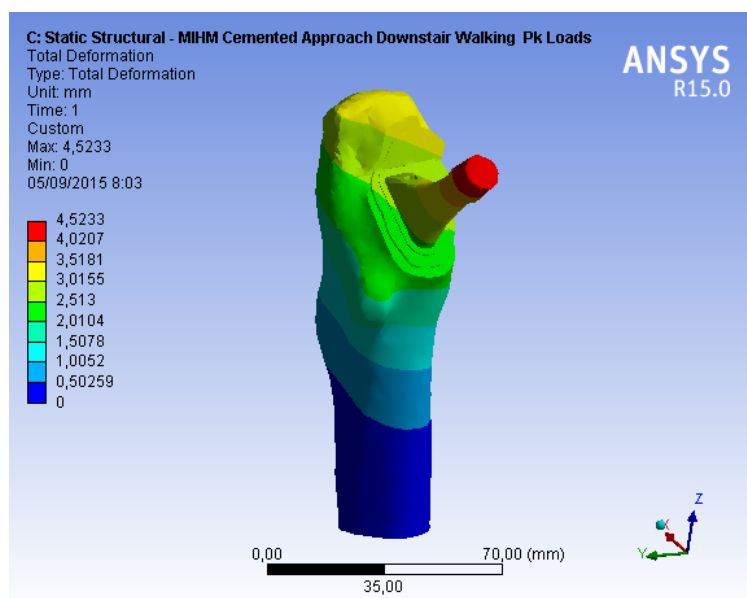


Figura 165 - Desplazamiento máximo en el conjunto

El valor máximo se mide sobre la cabeza del implante.

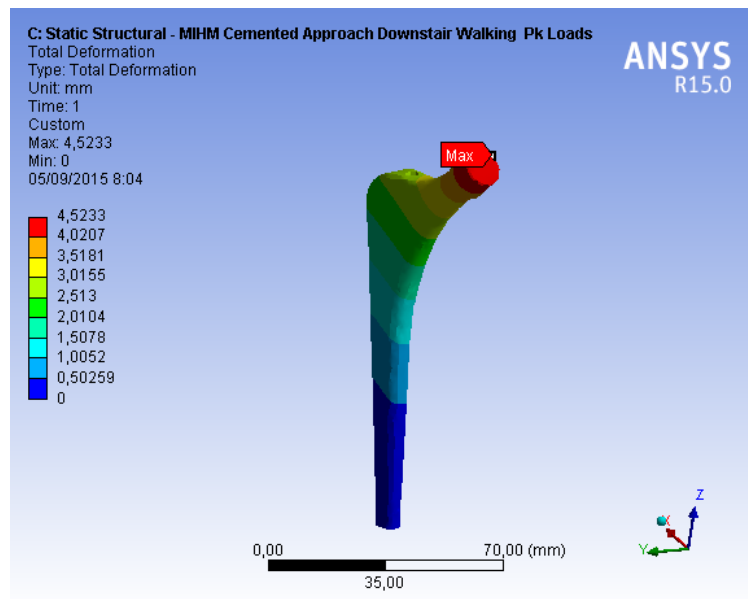


Figura 166 - Desplazamiento máximo en el implante

5.3.4.2. Deformación máxima

Se mide un valor de deformación máxima en el conjunto de $4,51\text{E}-2$.

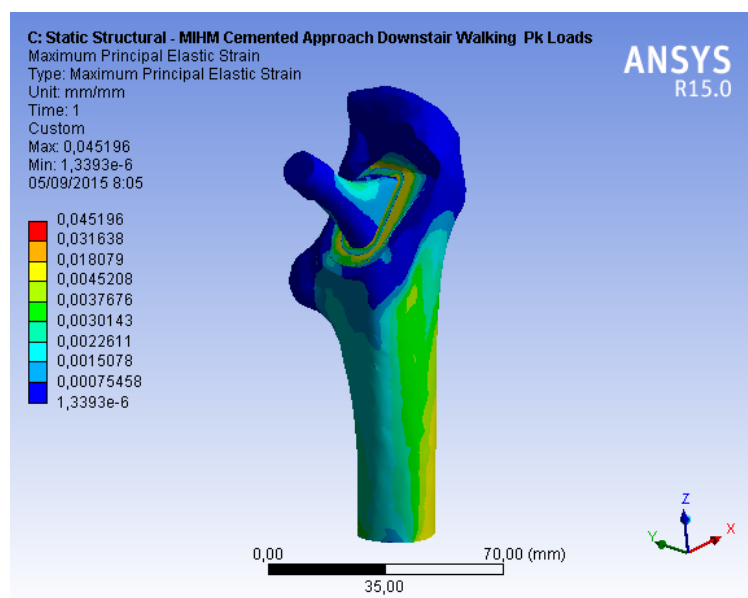


Figura 167 - Deformación máxima en el conjunto

El valor de deformación máxima se encuentra sobre la capa de cementación en la región distal, junto al soporte fijo definido en el modelo.

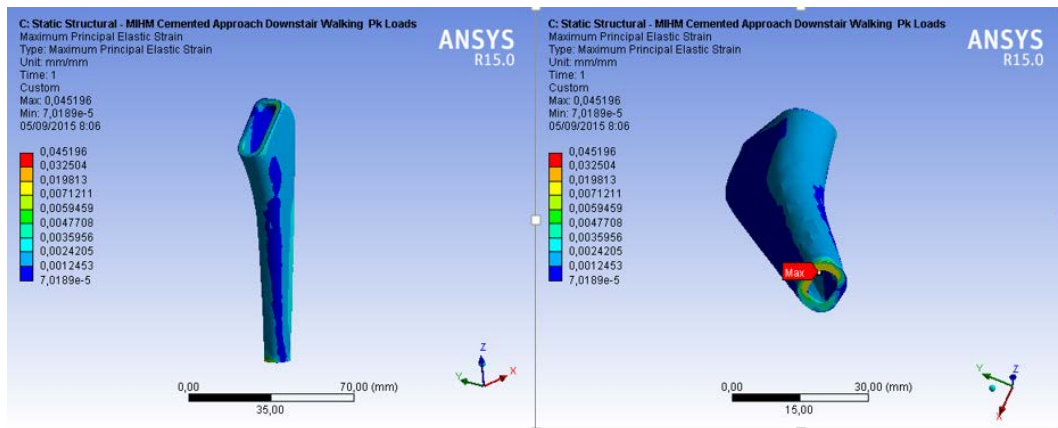


Figura 168 - Deformación máxima en la capa cementada

Se miden en la región proximal valores máximos de deformación del orden de $8,1E-3$.

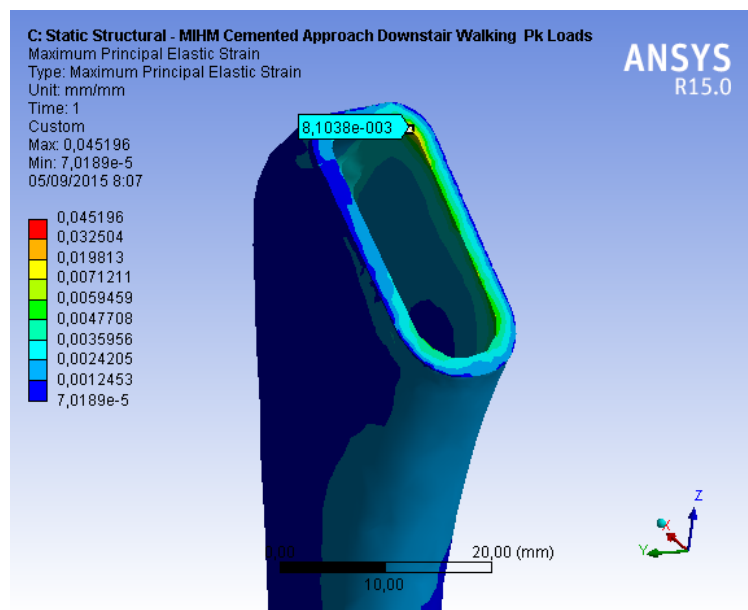


Figura 169 - Deformación máxima en la región proximal de la capa cementada

La deformación máxima medida sobre el implante es de $2,8\text{E-}3$.

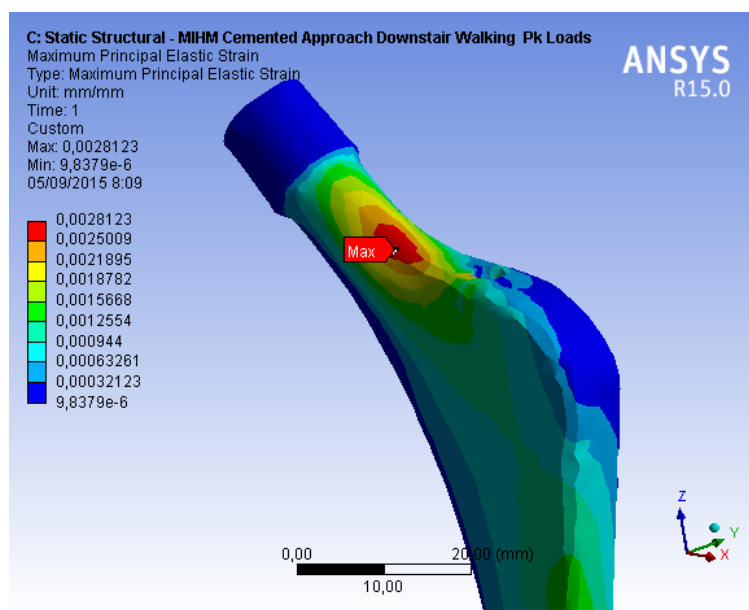


Figura 170 - Deformación máxima en el implante

5.3.4.3. Tensión equivalente de von mises

Se mide un valor máximo de tensión equivalente en el conjunto de 524,6 MPa.

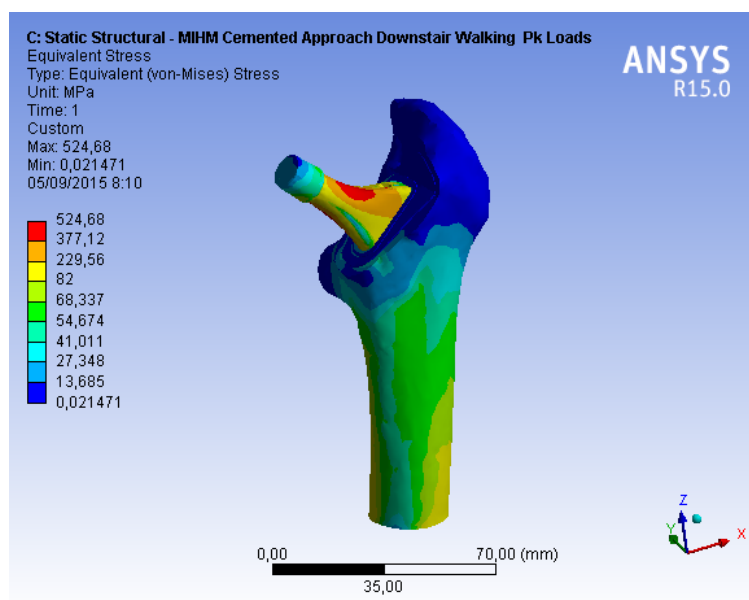


Figura 171 - Tensión equivalente en el conjunto

El valor máximo de tensión equivalente se encuentra sobre el cuello del vástago femoral, en su región superior.

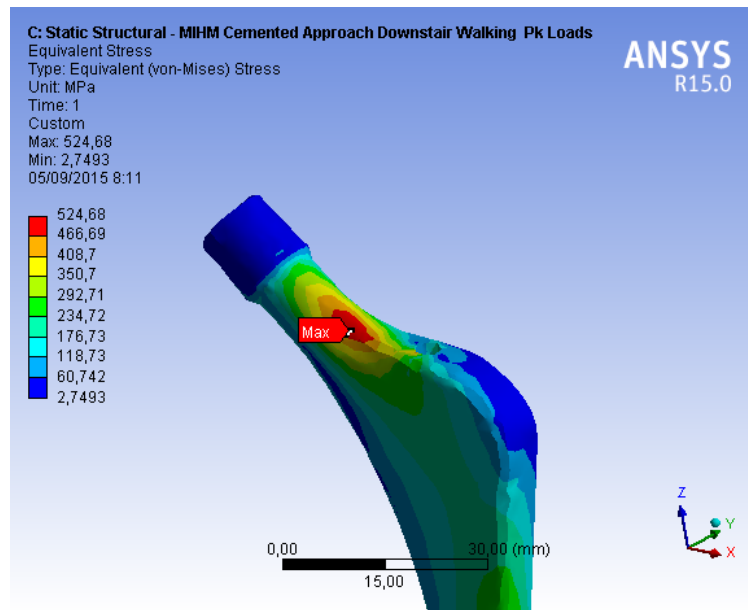


Figura 172 - Tensión equivalente en el implante

5.3.4.4. Tensión máxima

Se mide un valor de tensión máxima en el conjunto de 532,6 MPa.

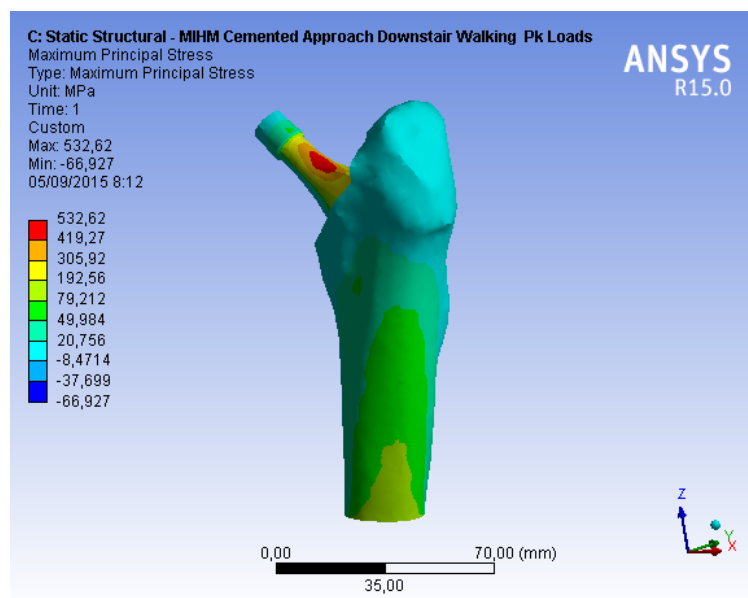


Figura 173 - Tensión máxima en el conjunto

El valor máximo de tensión se mide sobre la región superior del cuello del implante.

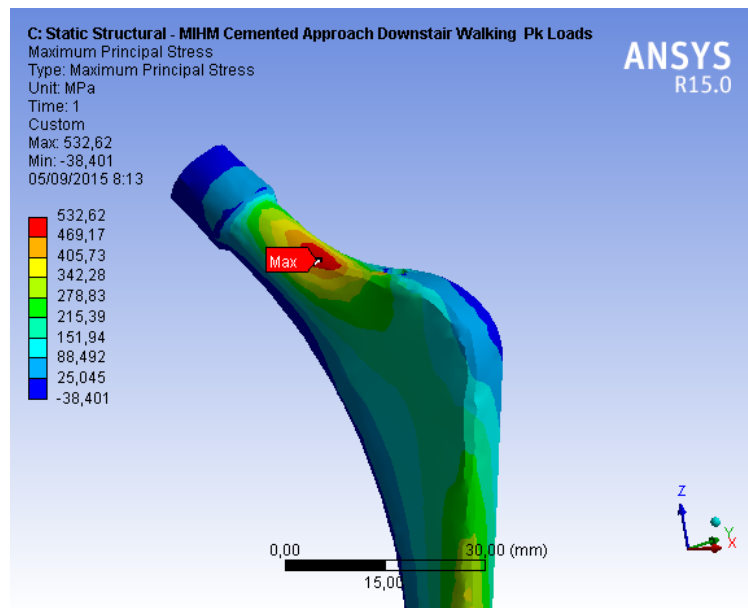


Figura 174 - Tensión máxima en el implante

5.3.5. RESUMEN DE RESULTADOS SOBRE LA TÉCNICA QUIRÚRGICA CEMENTADA

Se presenta a continuación la recopilación de resultados sobre los cuatro casos de carga analizados para la técnica quirúrgica cementada.

Volumen	Actividad	Desplazamiento [mm]	Deformación []	T.Equivalente [MPa]	T.Max [MPa]
Implante	CPD	1,69	1,1E-3	209,79	209,8
	CPPD	3,81	2,47E-3	462,96	467,98
	CPBE	2,06	1,29E-3	242,67	246,16
	CPPBE	4,52	2,81E-3	524,68	532,62
C.Cementada	CPD	1,02	1,14E-2	23,8	33,53
	CPPD	2,34	3,47E-2	74,87	99,44
	CPBE	1,28	1,58E-2	33,1	45,65
	CPPBE	2,83	4,51E-2	97,92	128,63
H.Trabecular	CPD	1,17	1,34E-2	19,66	9,15
	CPPD	2,67	2,91E-2	44,61	20,24
	CPBE	1,46	1,73E-2	25,51	12,21
	CPPBE	3,24	3,48E-2	54,84	24,87
H.Cortical	CPD	1,23	3,07E-3	57,45	59,38
	CPPD	2,81	7,13E-3	130,81	137,69
	CPBE	1,54	3,67E-3	67,74	70,93
	CPPBE	3,41	8,25E-3	149,81	159,37

Tabla 11 - Resumen de resultados de la técnica cementada para todos los casos de carga

Se muestran las actividades en la tabla como:

- CPD – Carga Promedio de Deambulaci3n.
- CPPD – Carga de Pico de Deambulaci3n.
- CPBE- Carga Promedio de Bajada de Escaleras.
- CPPBE – Carga de Pico de Bajada de Escaleras.

Como referencia general, todos los valores de tensi3n equivalente m3xima, y tensi3n m3xima en un punto, para todos los casos de carga, y para los vol3menes de hueso cortical y trabecular tienen lugar en la regi3n contigua al soporte fijo definido para la simulaci3n del modelo.

5.4. RESULTADOS DEL OBJETIVO 4: Modelado tridimensional de la técnica quirúrgica de ensanchamiento femoral a partir del fémur reconstruido en condiciones pre-operatorias

Se reconstruye la técnica quirúrgica de ensanchamiento femoral partiendo de la digitalización de la estructura femoral del paciente MIHM.

Se sigue un planteamiento alternativo al empleado en la técnica cementada descrita en el punto anterior. Se emplea, para la selección del implante, la medida del offset original de la morfología ósea del paciente, y acorde a las características de la nueva técnica, se permite la introducción de un vástago dos tallas mayor que el empleado en la técnica cementada.

El vástago seleccionado es un implante cementado Exeter® de la marca Stryker [163], de 44 mm de offset, 150 mm de longitud y talla 2.

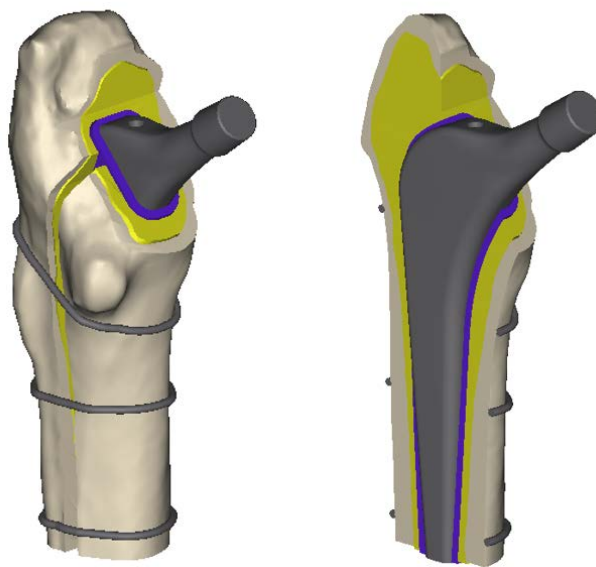


Figura 175 - Detalle de la reconstrucción de la técnica quirúrgica de ensanchamiento femoral.

Se ha desarrollado un modelo tridimensional que simula la técnica quirúrgica de ensanchamiento femoral sobre el hueso reconstruido en pasos previos, obteniendo un conjunto formado por cinco volúmenes distintos (Hueso Cortical, Hueso Trabecular, Capa Cementada, Implante y Cerclajes) que interaccionan a través de las superficies de contacto que se asumen de adhesión (bonded contact) en los pares:

- Implante – Capa Cementada.
- Capa Cementada – Hueso Trabecular.
- Hueso Trabecular – Hueso Cortical.

Se utiliza una relación de tipo friccional entre los cerclajes y el hueso cortical.

Para el modelado se han empleado elementos tetraédricos de alto nivel (10 nodos) de tipo SOLID187 en Ansys [234] con una longitud máxima de arista de 5 mm en:

- Implante.
- Capa Cementada.
- Hueso Trabecular.
- Hueso Cortical.

Se utilizan elementos de la misma naturaleza, pero con una longitud máxima de arista de 1 mm en los cerclajes.

El conjunto obtenido cuenta con 293747 elementos volumétricos y con un total de 456361 nodos.

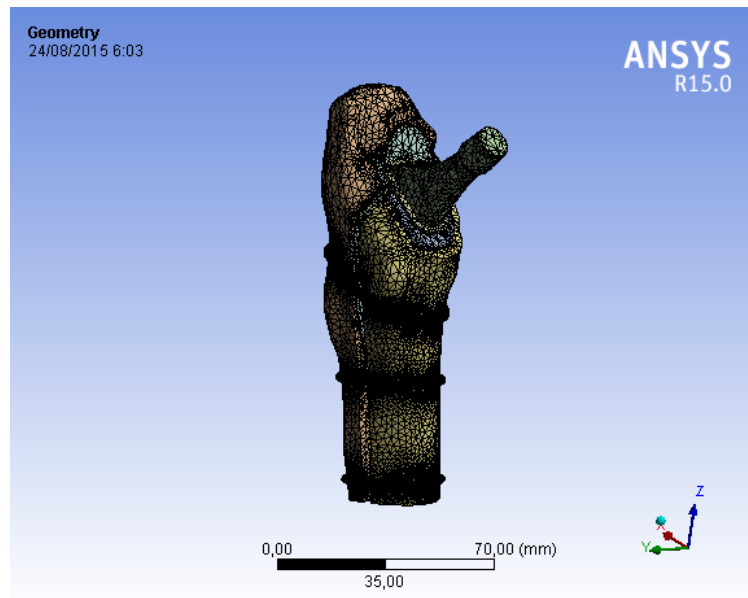


Figura 176 – Detalle del mallado para la técnica de ensanchamiento femoral

5.5. RESULTADOS DEL OBJETIVO 5: Análisis por medio de MEF del modelo generado para la técnica de ensanchamiento femoral

Con el modelo generado anteriormente, y empleando las condiciones de contorno relatadas en capítulos anteriores se realiza un análisis utilizando el MEF que determinará el rendimiento del implante utilizado en la técnica de ensanchamiento femoral.

Se emplean los mismos casos de carga utilizados para el análisis de la técnica cementada.

Se describen los resultados obtenidos en función de los criterios de:

- Desplazamiento total.
- Deformación máxima.
- Tensión equivalente de Von Mises.
- Tensión principal máxima.

5.5.1. CASO DE CARGAS PROMEDIO DURANTE LA ACTIVIDAD DE DEAMBULACIÓN

5.5.1.1. Desplazamientos

Se mide un desplazamiento máximo sobre el conjunto de 2,07 mm.

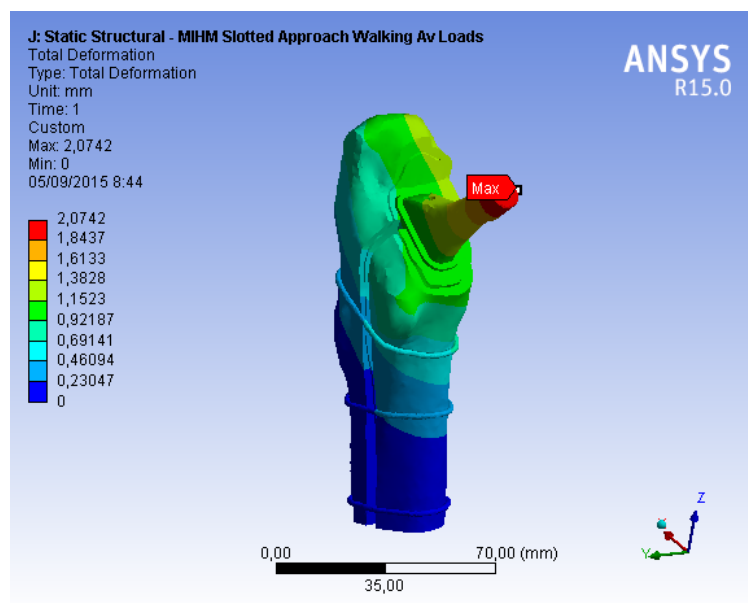


Figura 177 - Detalle de desplazamientos en el conjunto para cargas promedio de deambulación

El valor de desplazamiento máximo se mide sobre la cabeza del implante.

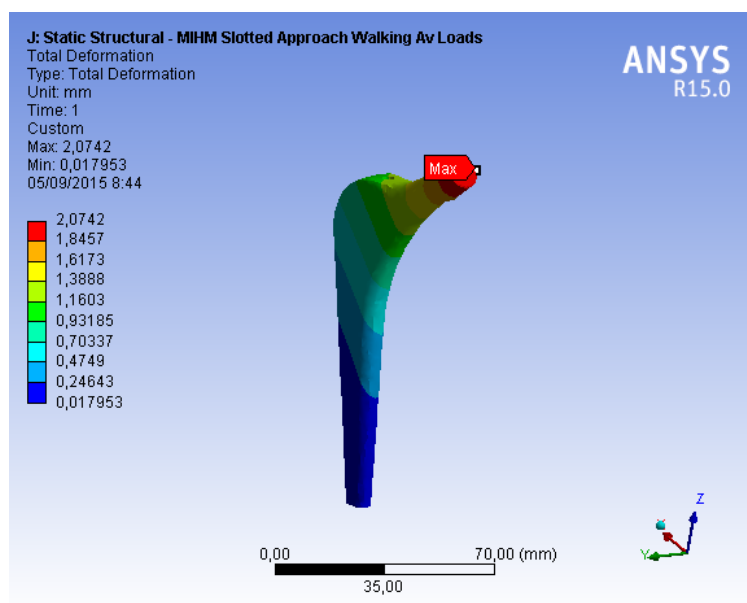


Figura 178 - Detalle de desplazamientos en el implante para cargas promedio de deambulación

5.5.1.2. Deformación máxima

Se mide una deformación máxima de $2,06 \times 10^{-2}$.

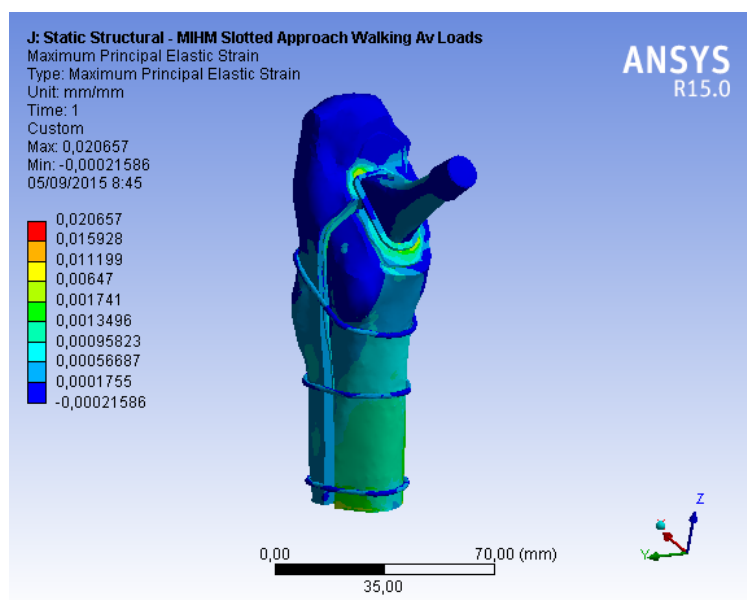


Figura 179 - Detalle de deformaciones máximas en el conjunto para cargas promedio de deambulación

El valor de deformación máxima se mide sobre la sección posterior del Hueso Trabecular, en la región donde se aplica un soporte fijo al conjunto.

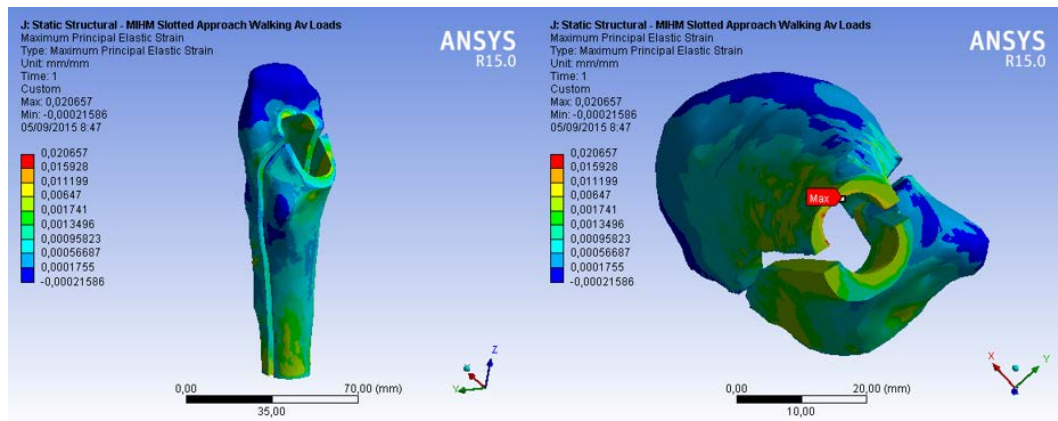


Figura 180 – Valores de deformación máxima en el hueso trabecular para cargas promedio de deambulación

El valor de deformación máxima en el implante es de $9,55E-4$, medido sobre la región distal del implante.

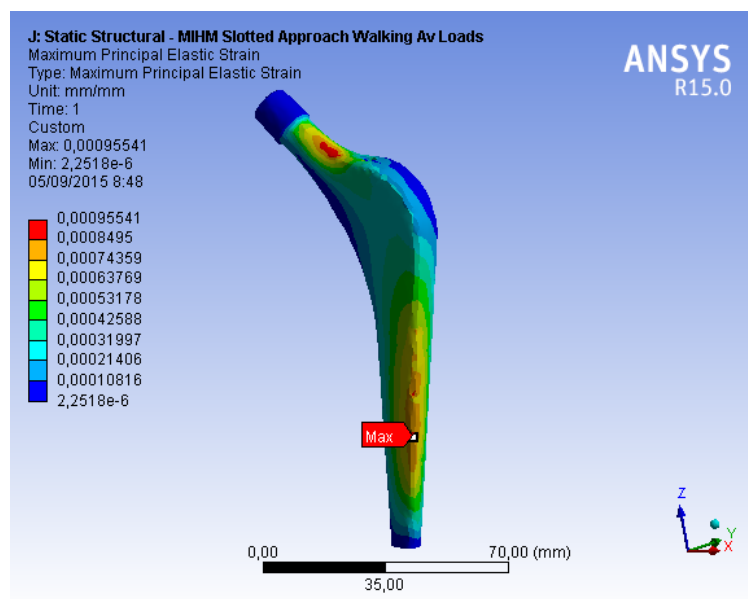


Figura 181 - Detalle de deformaciones máximas en el implante para cargas promedio de deambulación.

5.5.1.3. Tensión equivalente de von mises

Se mide un valor máximo de tensión equivalente de 190,26 MPa.

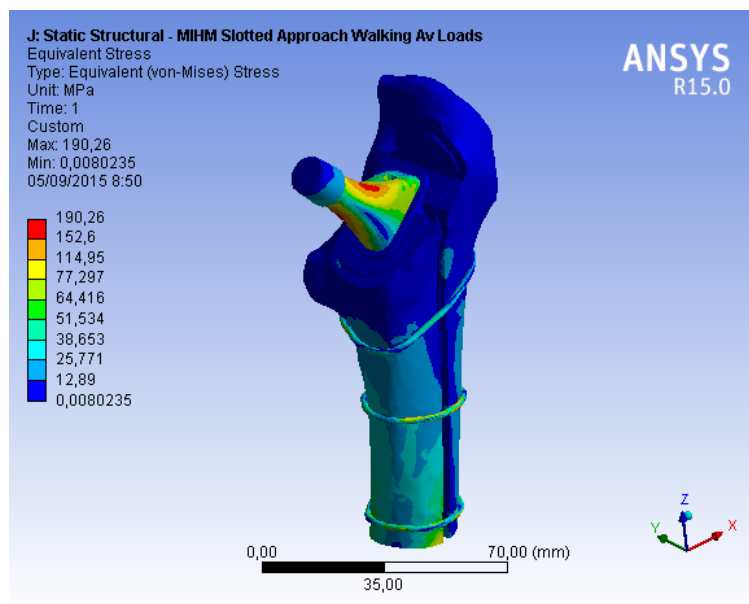


Figura 182 - Detalle de tensiones equivalentes en el conjunto para cargas promedio de deambulaci3n.

El valor m3ximo se mide sobre el cerclaje intermedio.

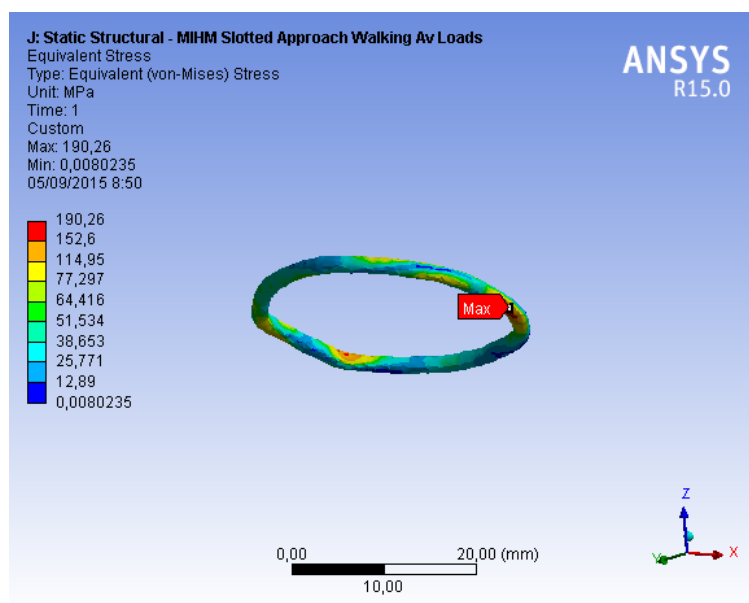


Figura 183 - Detalle de tensiones equivalentes en el cerclaje intermedio para cargas promedio de deambulaci3n.

El valor máximo de tensión equivalente medido sobre el implante es de 181,78 MPa, y se encuentra en la región distal.

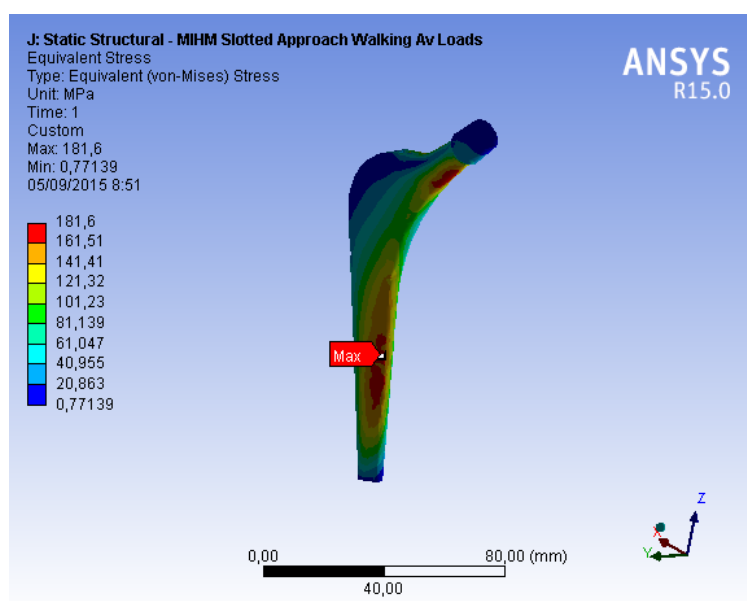


Figura 184 - Detalle de tensiones equivalentes en el implante para cargas promedio de deambulación.

5.5.1.4. Tensión máxima

Se mide un valor máximo de tensión de 190,45 MPa.

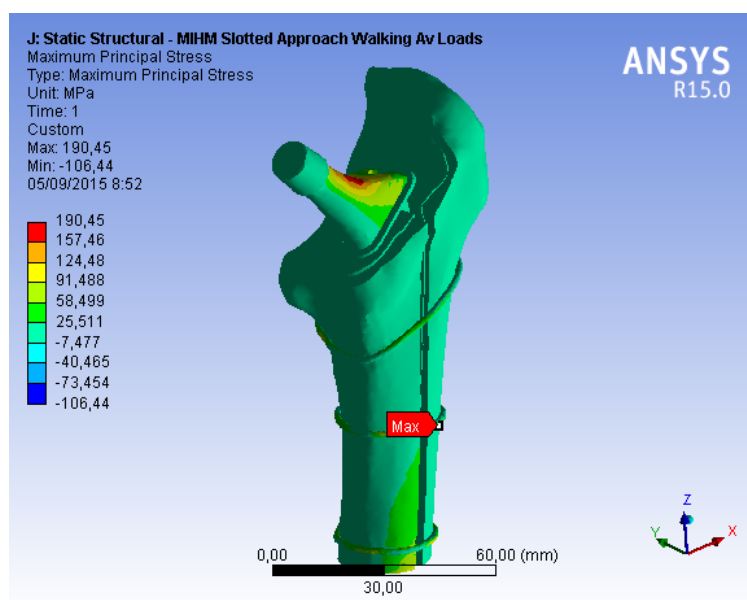


Figura 185 - Detalle de tensiones máximas en el conjunto para cargas promedio de deambulación.

El valor máximo se encuentra de nuevo sobre el cerclaje intermedio.

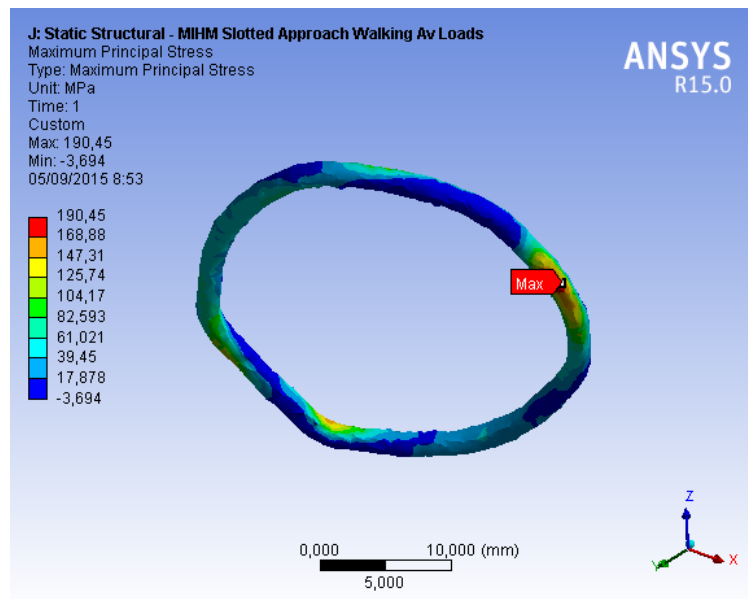


Figura 186 - Detalle de tensiones máximas en el cerclaje intermedio para cargas promedio de deambulaci3n.

Se mide un valor de tensi3n m3xima sobre el implante de 180,38 MPa, ubic3ndose el punto de medida en la regi3n distal del v3stago. Se mide un m3ximo de 174 MPa sobre el cuello del implante.

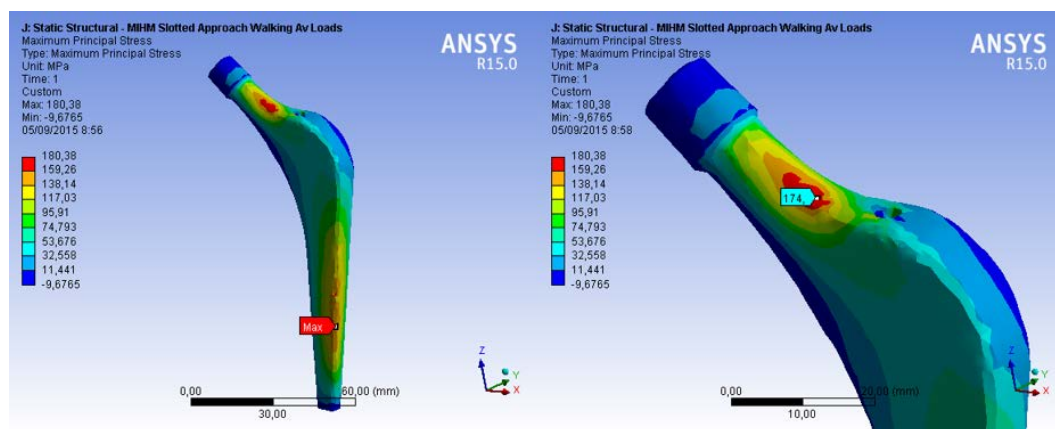


Figura 187 - Detalle de tensiones m3ximas en el implante para cargas promedio de deambulaci3n.

5.5.2. CASO DE CARGAS DE PICO DURANTE LA ACTIVIDAD DE DEAMBULACIÓN

5.5.2.1. Desplazamientos

Se obtiene un valor de desplazamiento máximo de 4,32 mm.

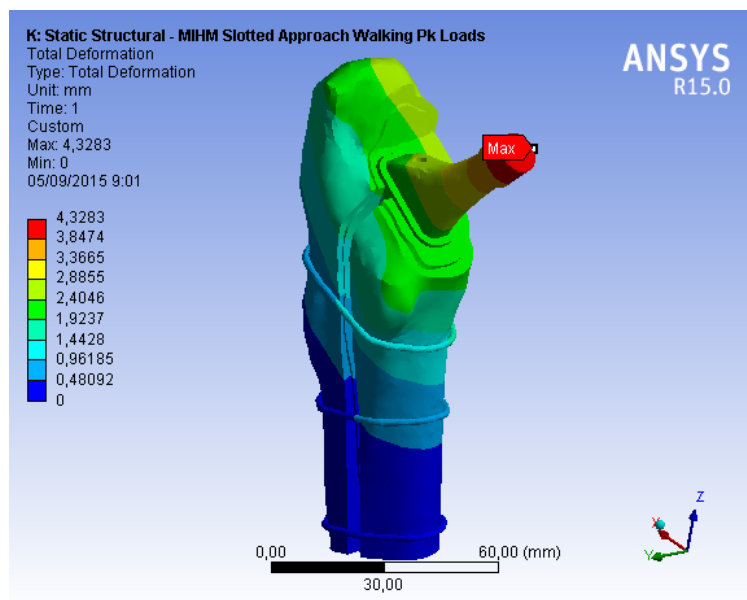


Figura 188 - Detalle de desplazamientos en el conjunto para cargas de pico de deambulación.

El valor máximo se encuentra en la cabeza del implante.

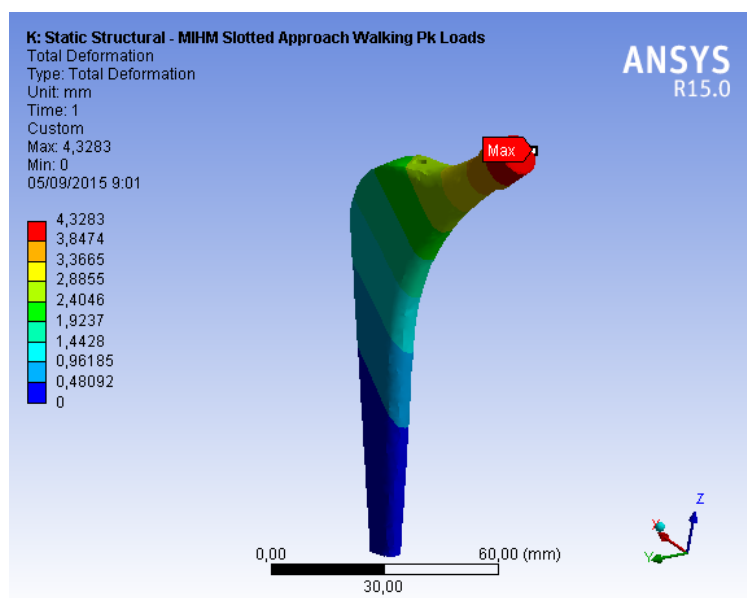


Figura 189 - Detalle de desplazamientos en el implante para cargas de pico de deambulación.

5.5.2.2. Deformación máxima

Se mide un valor de deformación máxima de $6,16 \times 10^{-2}$.

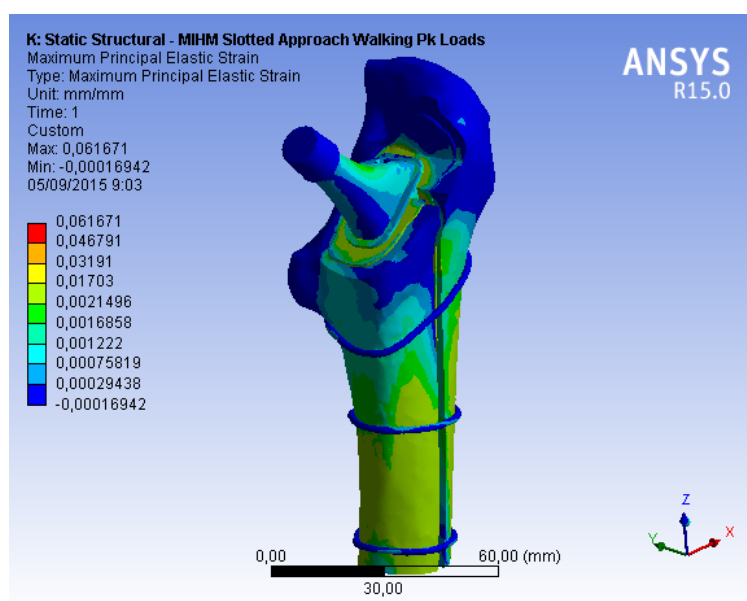


Figura 190 - Detalle de deformaciones máximas en el conjunto para cargas de pico de deambulaci3n.

El valor máximo se mide sobre la secci3n posterior del hueso trabecular, en la regi3n pr3xima al soporte fijo definido en el modelo simulado.

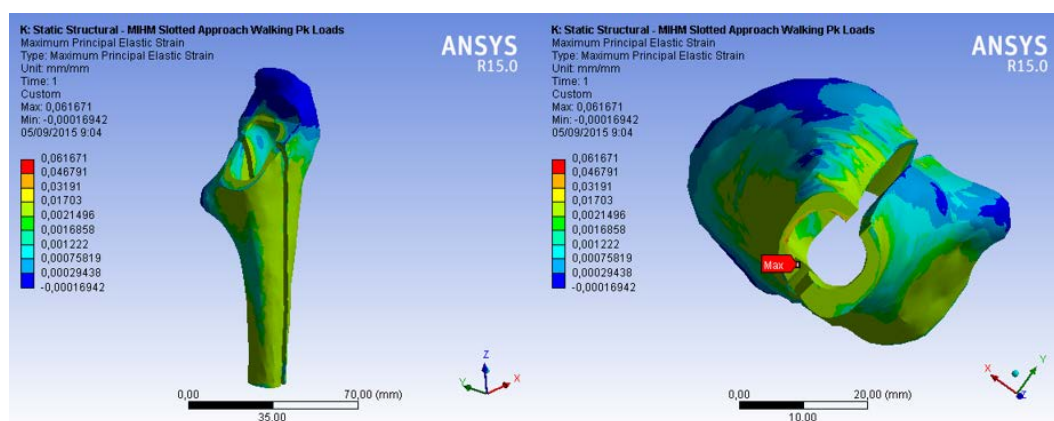


Figura 191 - Detalle de deformaciones máximas en el hueso trabecular para cargas de pico de deambulaci3n.

Se registra en el implante un valor de deformación máxima de $2,13\text{E-}3$ en la región distal, con valores del mismo orden en el cuello.

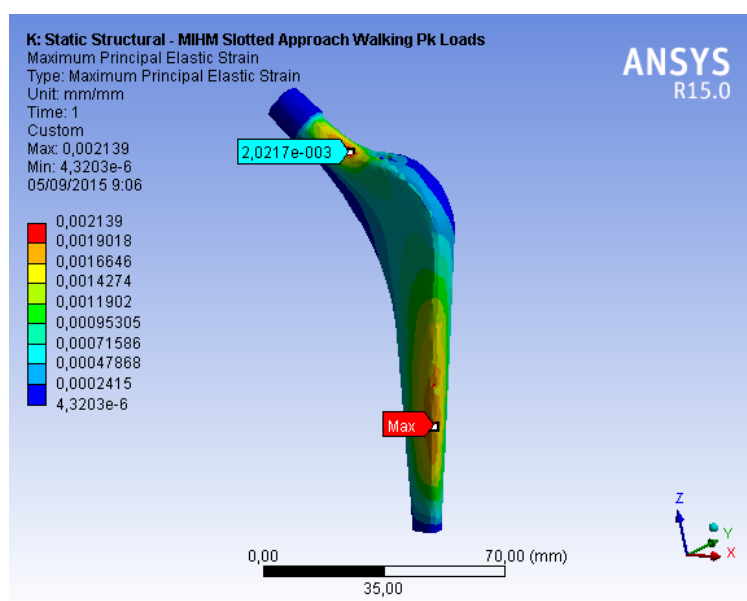


Figura 192 - Detalle de deformaciones máximas en el implante para cargas de pico de deambulaci3n.

5.5.2.3. Tensi3n equivalente de von mises

Se mide un valor de m3ximo de tensi3n equivalente de 428,82 MPa.

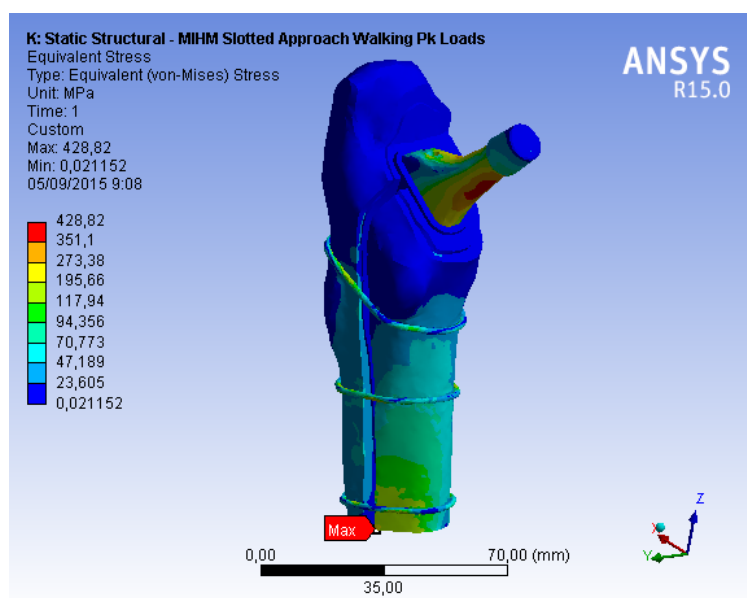


Figura 193 - Detalle de tensiones equivalentes en el conjunto para cargas de pico de deambulaci3n

El valor máximo de tensión equivalente se registra sobre la sección anterior del hueso cortical, en la región próxima al soporte fijo definido en el modelo simulado.

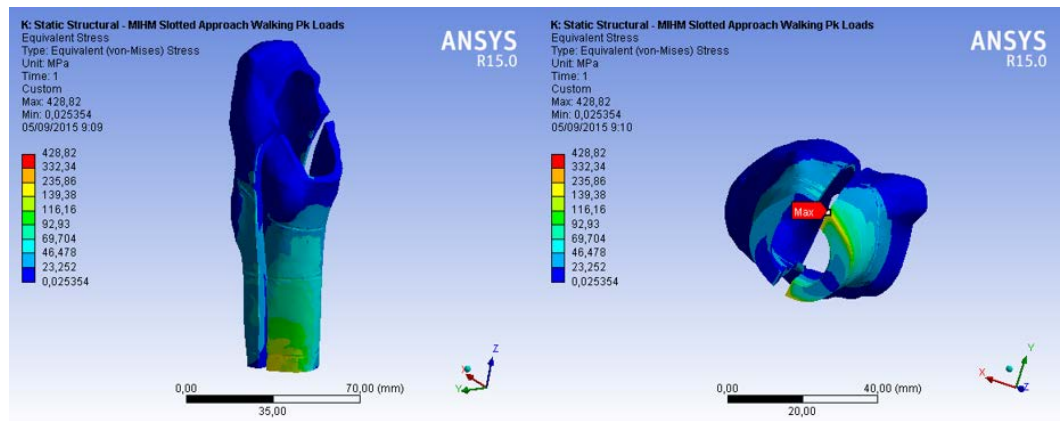


Figura 194 - Detalle de tensiones equivalentes en el hueso cortical para cargas de pico de deambulaci3n.

Medidas en secciones alejadas de la regi3n del soporte fijo definido proporcionan valores mucho m1s reducidos.

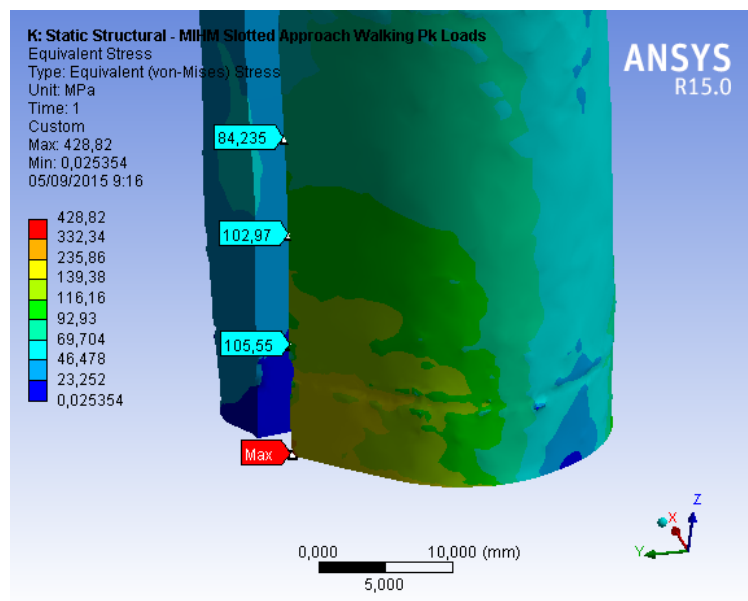


Figura 195 - Detalle de tensiones equivalentes medidas sobre puntos alejados del soporte fijo sobre el hueso.

En este caso, la tensión equivalente máxima sobre el implante es de 409,2 MPa, con valores de un orden similar sobre la región del cuello.

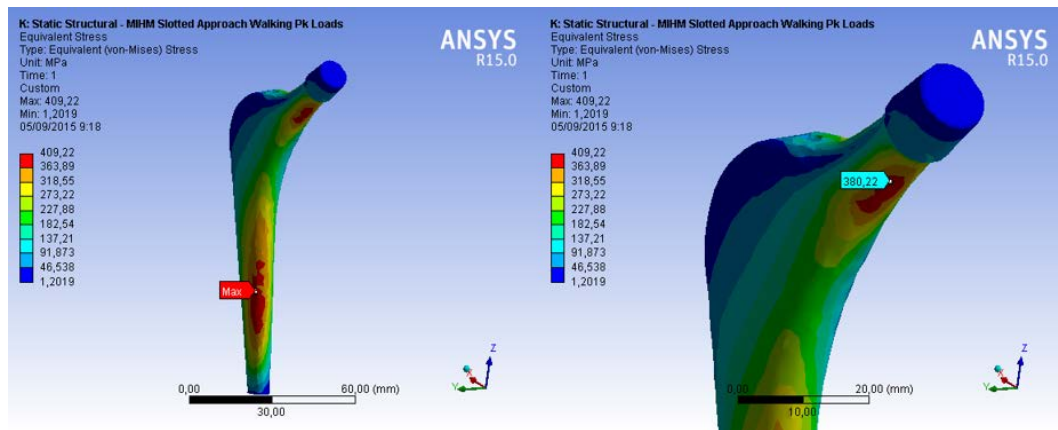


Figura 196 - Detalle de tensiones equivalentes en el implante para cargas de pico de deambulaci3n.

5.5.2.4. Tensi3n m3xima

Se obtiene un valor m3ximo de tensiones de 402,91 MPa.

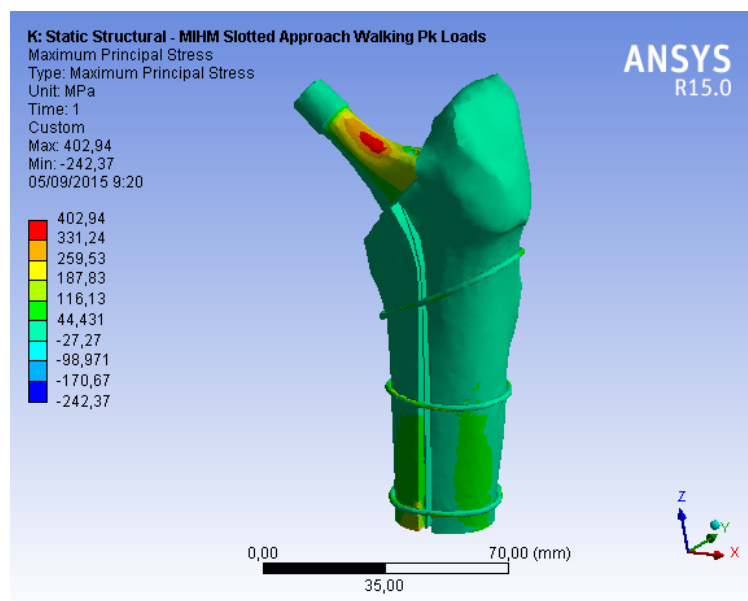


Figura 197 - Detalle de tensiones m3ximas en el conjunto para cargas de pico de deambulaci3n.

El valor de tensión máxima se mide sobre el implante en su región distal, registrando en la zona proximal tensiones en torno a los 387 MPa.

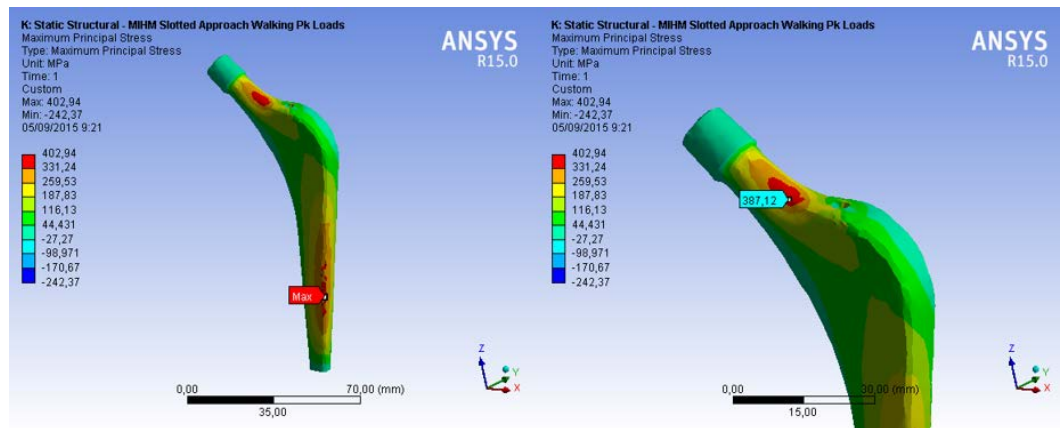


Figura 198 - Detalle de tensiones máximas en el implante para cargas de pico de deambulación.

5.5.3. CASO DE CARGAS PROMEDIO DURANTE LA ACTIVIDAD DE BAJADA DE ESCALERAS

5.5.3.1. Desplazamientos

Se obtiene un valor máximo de desplazamientos en el modelo de 2,47 mm.

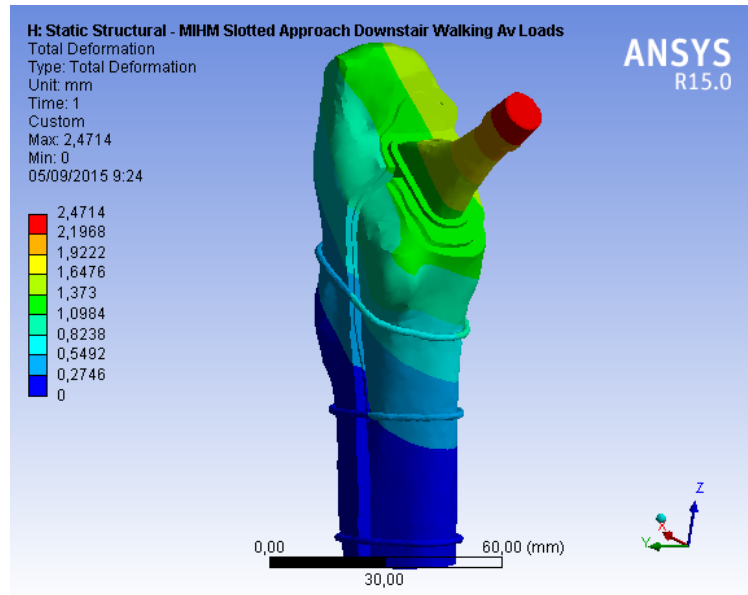


Figura 199 - Detalle de desplazamientos en el conjunto para cargas promedio en la actividad de bajada de escaleras.

El valor máximo tiene lugar en la cabeza del implante.

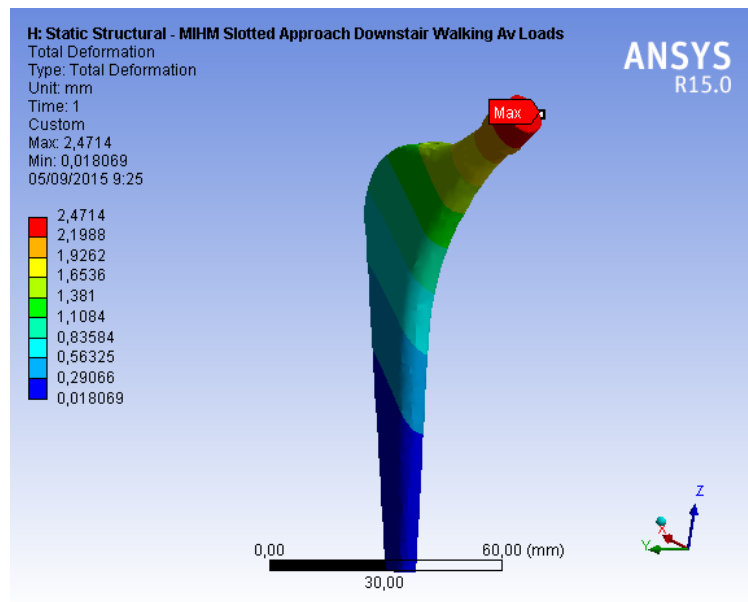


Figura 200 - Detalle de desplazamientos en el implante para cargas promedio en la actividad de bajada de escaleras.

5.5.3.2. Deformación máxima

Se registra un valor de deformación máxima de $2,71\text{E}-2$.

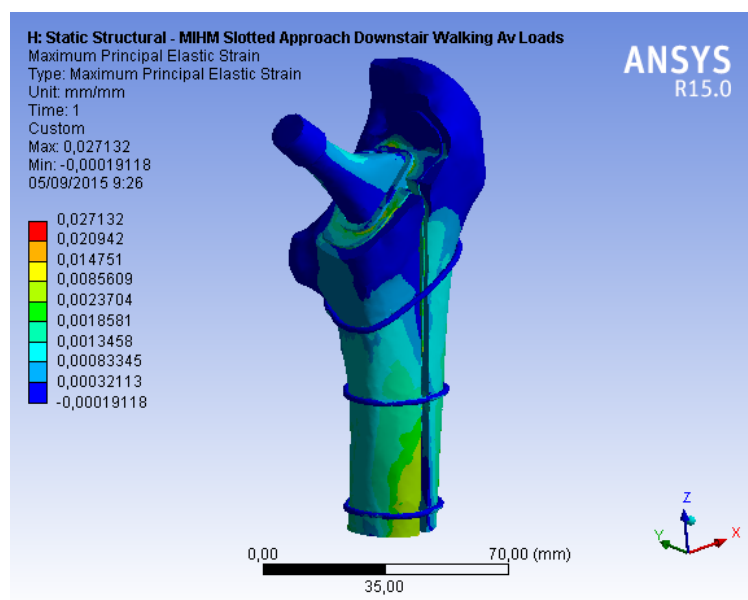


Figura 201 - Detalle de deformaciones en el conjunto para cargas promedio en la actividad de bajada de escaleras.

El valor de deformación máxima se registra sobre la sección posterior del hueso trabecular, en la región próxima al soporte fijo definido en el modelo simulado.

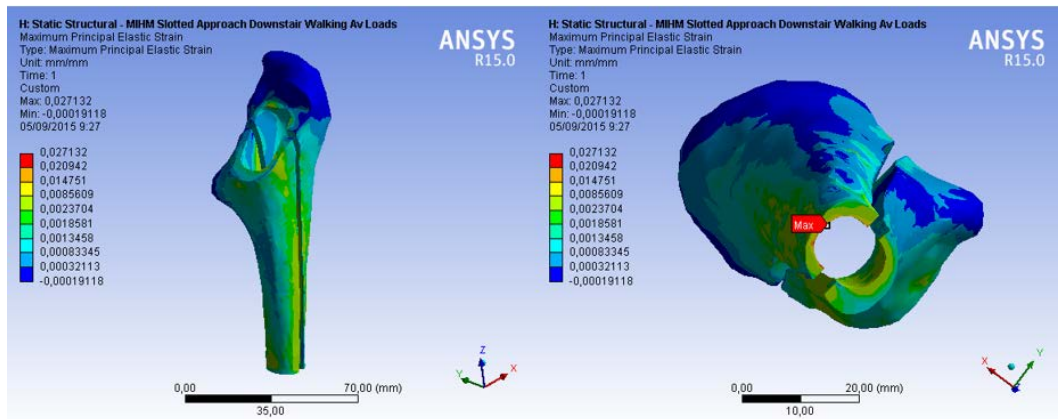


Figura 202 - Detalle de deformaciones en el hueso trabecular para cargas promedio en la actividad de bajada de escaleras.

Se registran sobre el implante valores de deformación máxima de $1,16 \times 10^{-3}$ sobre la región distal del vástago y resultados de un orden similar sobre el cuello.

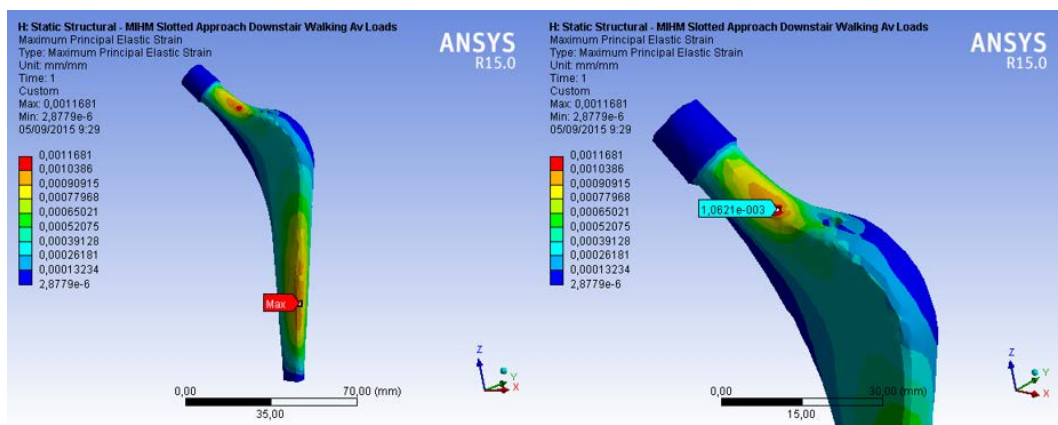


Figura 203 - Detalle de deformaciones en el implante para cargas promedio en la actividad de bajada de escaleras.

5.5.3.3. Tensión equivalente de von mises

Se registra un valor máximo de tensión equivalente de 218,43 MPa.

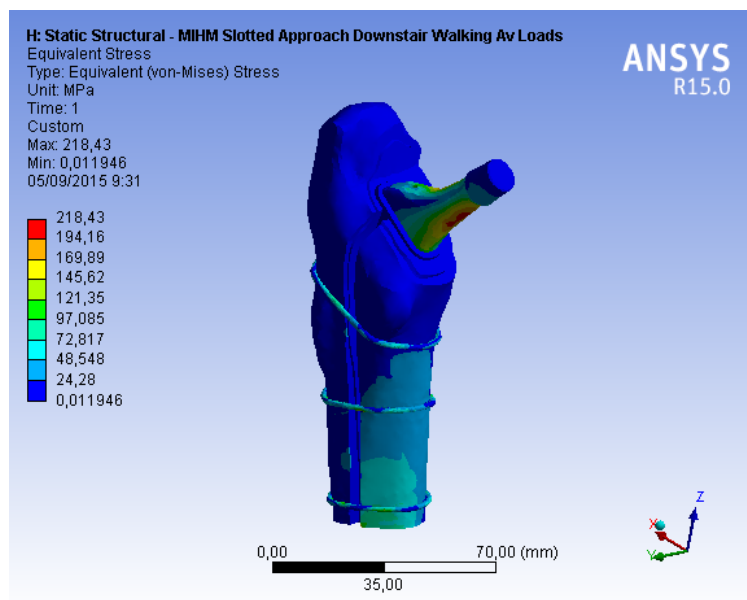


Figura 204 - Detalle de tensiones equivalentes en el conjunto para cargas promedio en la actividad de bajada de escaleras.

El valor máximo de tensión equivalente se registra sobre el implante en su región distal.

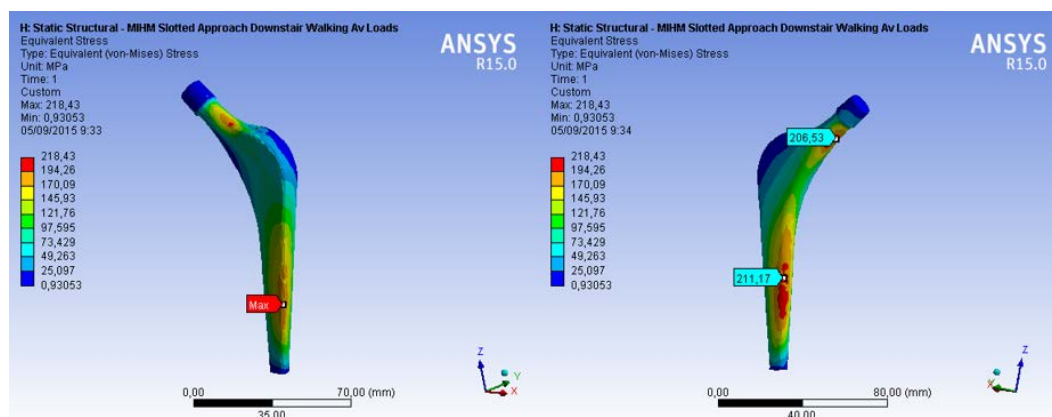


Figura 205 - Detalle de tensiones equivalentes en el implante para cargas promedio en la actividad de bajada de escaleras

Como se puede apreciar en la imagen anterior, se registran valores de un orden similar sobre la región del cuello.

5.5.3.4. Tensión máxima

Se registra un valor de tensión máxima de 220,72 MPa.

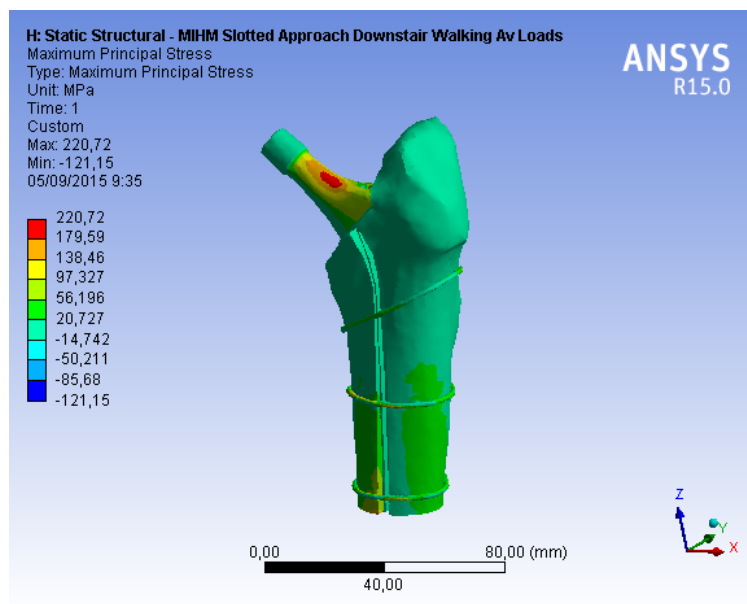


Figura 206 - Detalle de tensiones máximas en el conjunto para cargas promedio en la actividad de bajada de escaleras.

El valor máximo de tensión se registra sobre el implante en la región distal del mismo. Se registran valores del orden de 204 MPa en la la región del cuello.

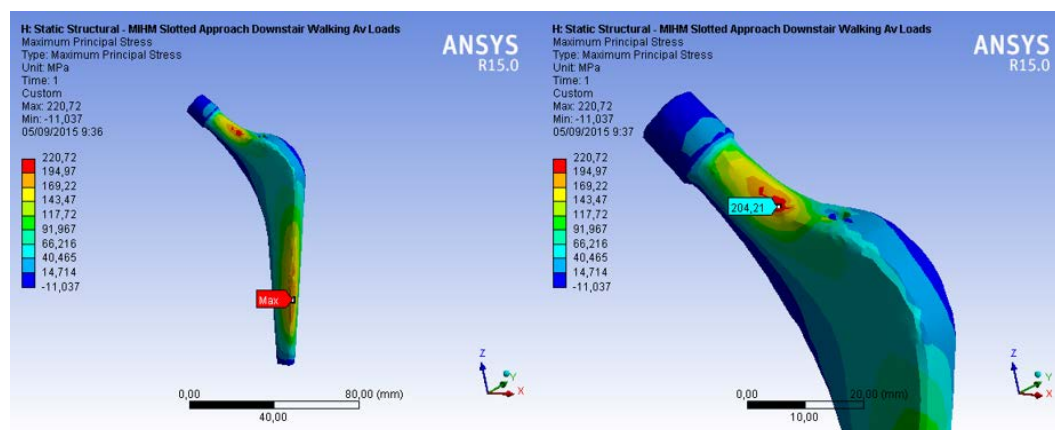


Figura 207 - Detalle de tensiones máximas en el implante para cargas promedio en la actividad de bajada de escaleras.

5.5.4. CASO DE CARGAS DE PICO DURANTE LA ACTIVIDAD DE BAJADA DE ESCALERAS

5.5.4.1. Desplazamientos

Se registra un valor máximo de desplazamiento de 5 mm.

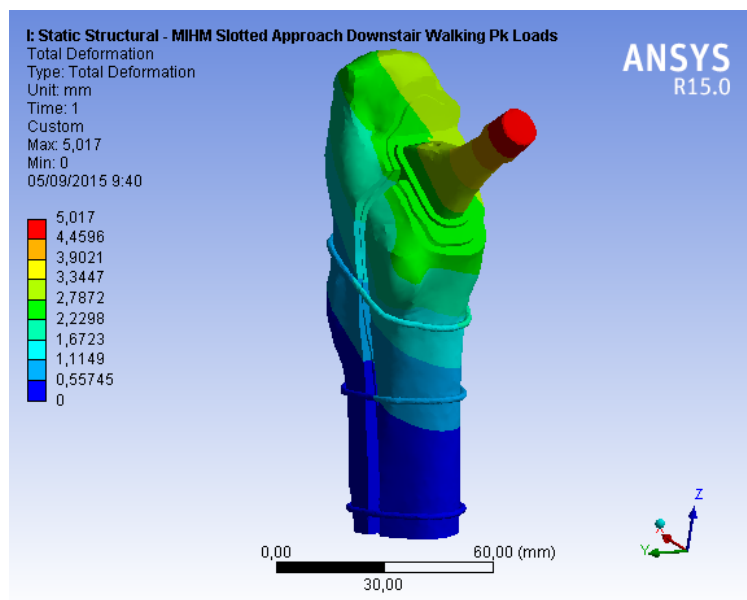


Figura 208 - Detalle de desplazamientos en el conjunto para cargas de pico en la actividad de bajada de escaleras.

El valor máximo de desplazamientos se registra en la cabeza del implante.

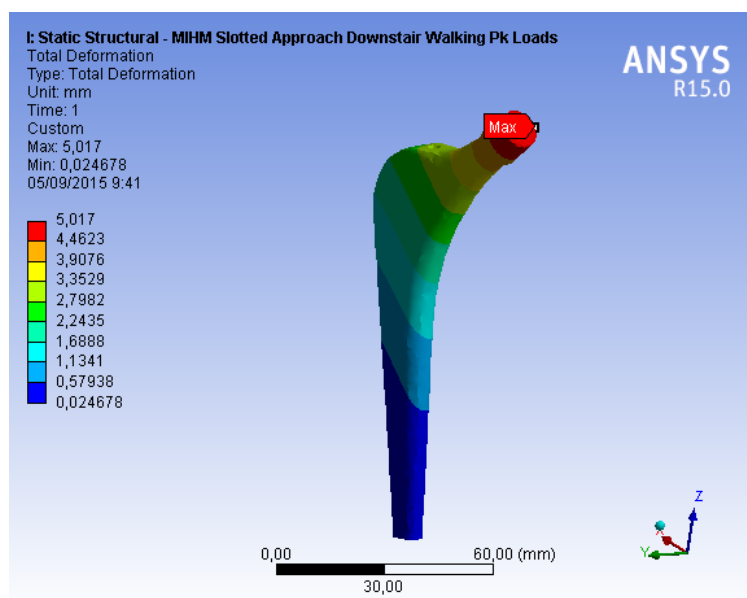


Figura 209 - Detalle de desplazamientos en el implante para cargas de pico en la actividad de bajada de escaleras.

5.5.4.2. Deformación máxima

Se obtiene una deformación máxima de $7,49\text{E-}2$ sobre el conjunto.

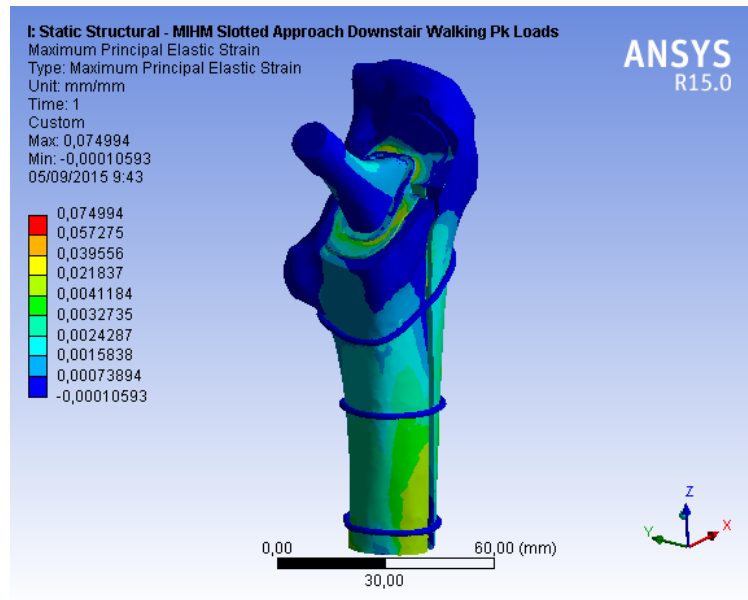


Figura 210 - Detalle de deformaciones en el conjunto para cargas de pico en la actividad de bajada de escaleras.

El valor máximo de deformaciones se registra sobre la sección posterior del hueso trabecular, en la región próxima al soporte fijo definido sobre el modelo simulado.

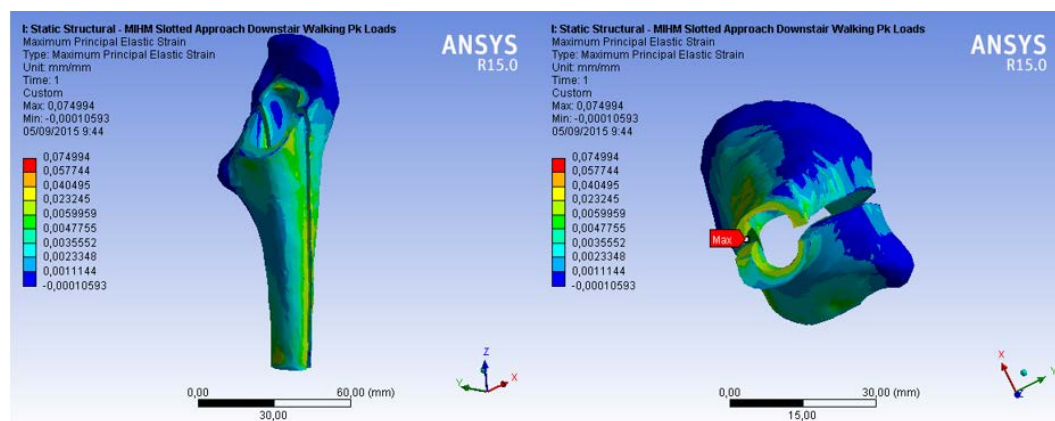


Figura 211 - Detalle de deformaciones en el hueso trabecular para cargas de pico en la actividad de bajada de escaleras.

El valor máximo de deformación sobre el implante es de $2,53\text{E-}3$ sobre la región distal del mismo, con valores de un orden similar sobre la región del cuello.

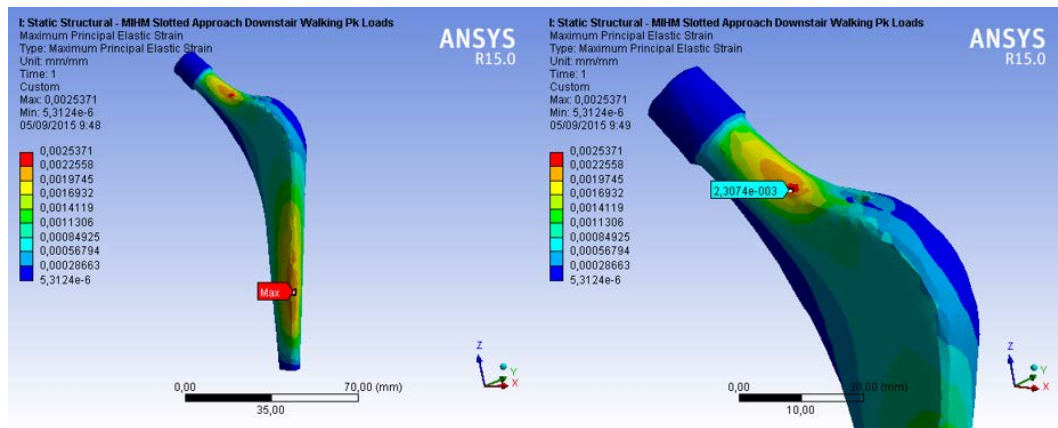


Figura 212 - Detalle de deformaciones en el implante para cargas de pico en la actividad de bajada de escaleras.

5.5.4.3. Tensión equivalente de von mises

Se registra un valor máximo de tensión equivalente de 477,28 MPa.

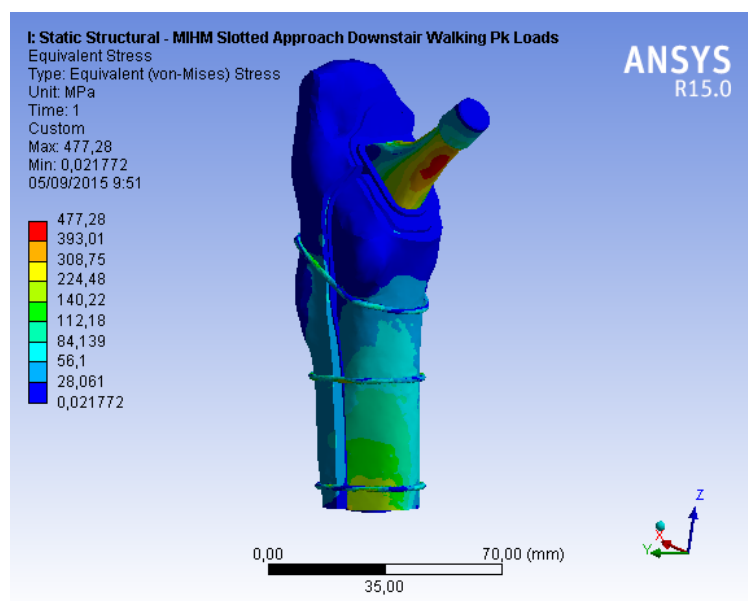


Figura 213 - Detalle de tensiones equivalentes en el conjunto para cargas de pico en la actividad de bajada de escaleras.

El valor máximo de tensión equivalente se mide en la sección frontal del hueso cortical, en la región contigua al soporte fijo definido en el modelo simulado.

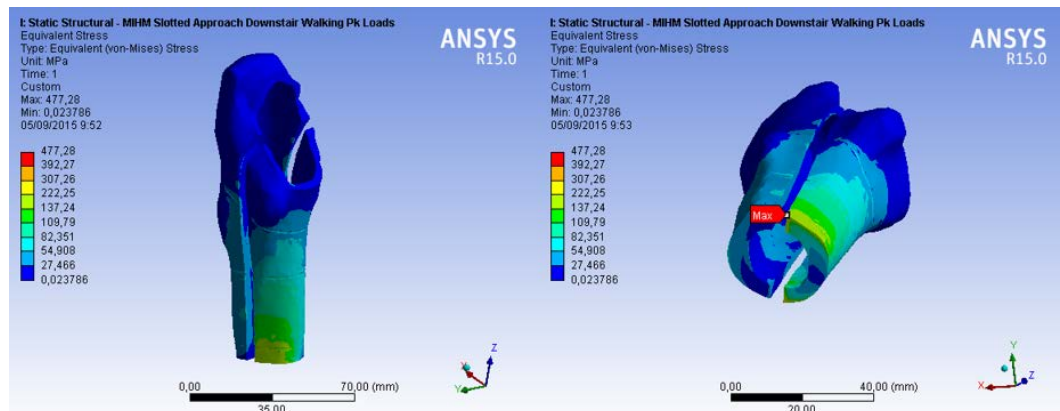


Figura 214 - Detalle de tensiones equivalentes en el hueso cortical para cargas de pico en la actividad de bajada de escaleras.

El valor máximo de tensión equivalente en el implante es de 475 MPa sobre la región distal. Se realizan del mismo modo medidas en la región del cuello, obteniendo valores máximos de 435,17 MPa.

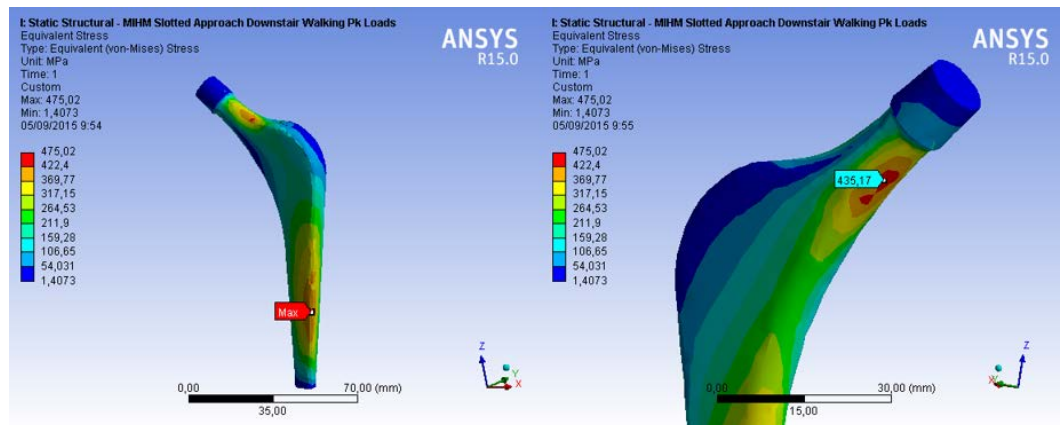


Figura 215 - Detalle de tensiones equivalentes en el implante para cargas de pico en la actividad de bajada de escaleras.

5.5.4.4. Tensión máxima

Se registran un valor de tensión máxima en el conjunto de 478,42 MPa.

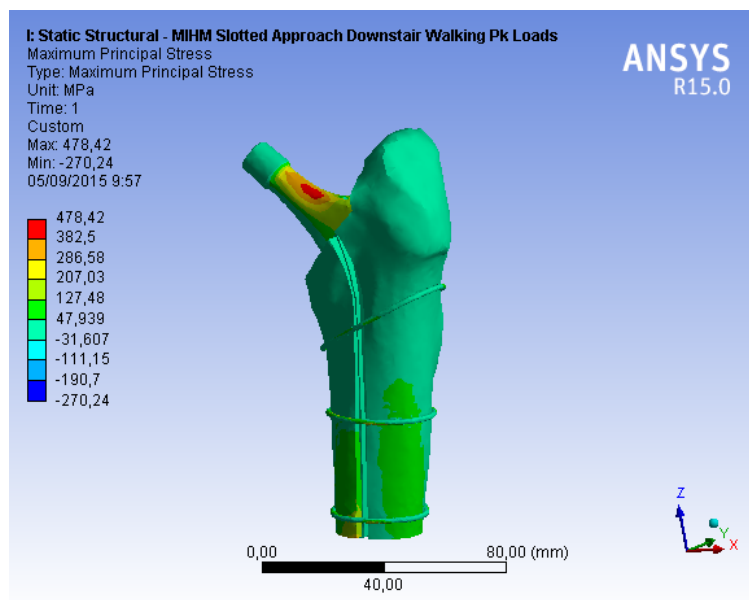


Figura 216 - Detalle de tensiones máximas en el conjunto para cargas de pico en la actividad de bajada de escaleras.

El valor de tensión máxima se encuentra en la región distal del implante, registrando valores en torno a los 440 MPa en la región del cuello.

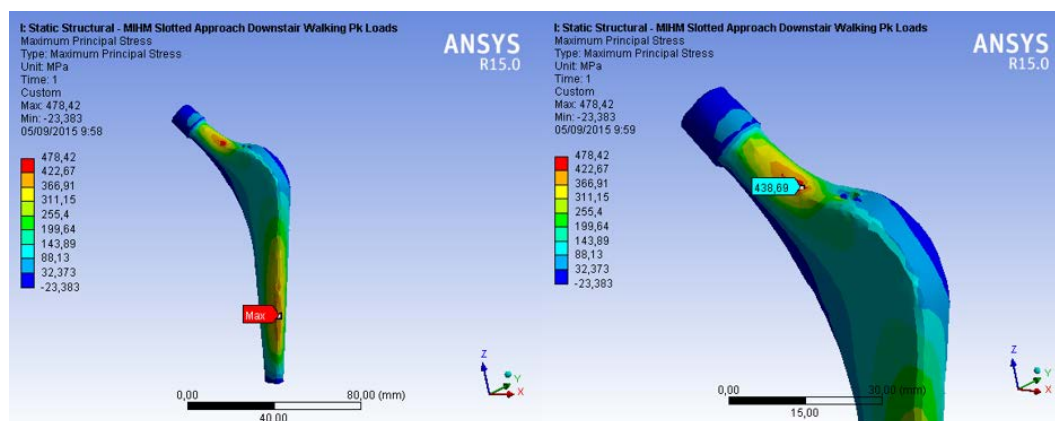


Figura 217 - Detalle de tensiones máximas en el implante para cargas de pico en la actividad de bajada de escaleras.

5.5.5. RESUMEN DE RESULTADOS SOBRE LA TÉCNICA QUIRÚRGICA DE ENSANCHAMIENTO FEMORAL

Se presenta a continuación la recopilación de resultados sobre los cuatro casos de carga analizados para la técnica quirúrgica cementada.

Volumen	Actividad	Desplazamiento [mm]	Deformación []	T.Equivalente [MPa]	T.Max [MPa]
Implante	CPD	2,07	9,55E-4	181,6	180,38
	CPPD	4,32	2,13E-3	409,22	402,94
	CPBE	2,47	1,16E-3	218,43	220,72
	CPPBE	5,01	2,53E-3	475,02	478,42
C.Cementada	CPD	1,13	7,63E-3	19,23	19,88
	CPPD	2,4	2,22E-2	52,78	58,78
	CPBE	1,39	1,07E-2	26,55	28,06
	CPPBE	2,87	2,89E-2	67,88	76,8
H.Trabecular	CPD	1,24	2,06E-2	24,76	12,25
	CPPD	2,63	6,16E-2	64,83	40,18
	CPBE	1,54	2,71E-2	30,49	16,65
	CPPBE	3,16	7,49E-2	76,34	49,59
H.Cortical	CPD	1,31	9,86E-3	189,37	172,12
	CPPD	2,75	2,09E-2	428,82	365,48
	CPBE	1,62	1,19E-2	215,2	209,34
	CPPBE	3,3	2,45E-2	477,28	428,54
Cerclaje Sub-trocantérico	CPD	-	5,2E-4	103,69	104,73
	CPPD	-	8,39E-4	165,62	170,92
	CPBE	-	5,21E-4	103,28	105,7
	CPPBE	-	8,17E-4	161,08	166,54
Cerclaje Intermedio	CPD	-	9,51E-4	190,26	190,45
	CPPD	-	1,25E-3	247,97	255,43
	CPBE	-	9,92E-4	198,5	198,57
	CPPBE	-	1,3E-3	257,23	264,9
Cerclaje Distal	CPD	-	7,84E-4	157,52	161,62
	CPPD	-	1,03E-3	202,48	216,59
	CPBE	-	7,93E-4	159,32	163,46
	CPPBE	-	1,09E-3	218,21	221,55

Tabla 12 - Resumen de resultados sobre la técnica quirúrgica de ensanchamiento femoral

Se definen las actividades en la tabla como:

- CPD – Carga Promedio de Deambulaci3n.
- CPPD – Carga de Pico de Deambulaci3n.
- CPBE- Carga Promedio de Bajada de Escaleras.
- CPPBE – Carga de Pico de Bajada de Escaleras.

Como referencia general, todos los valores de tensión equivalente máxima, y tensión máxima en un punto, para todos los casos de carga, y para los volúmenes de hueso cortical y trabecular tienen lugar en la región contigua al soporte fijo definido para la simulación del modelo.

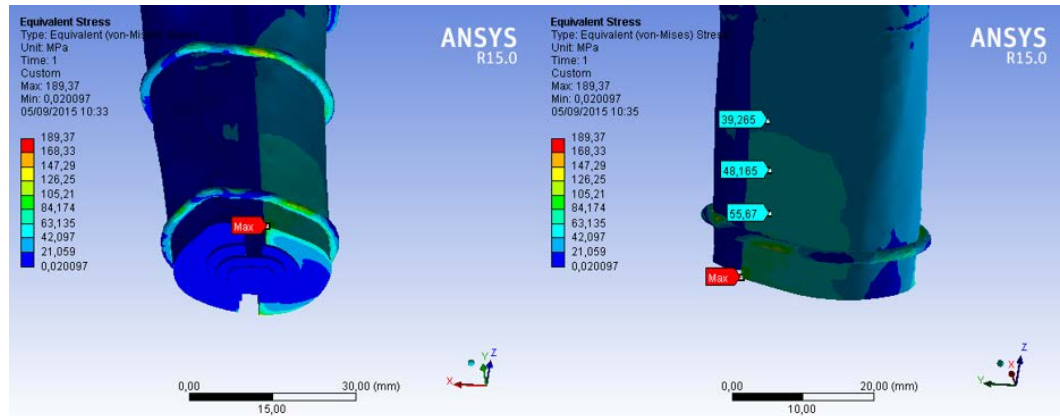


Figura 218 - Evaluación de la distribución de tensiones en la capa ósea

Según se muestra en la imagen anterior, para el caso de cargas CPD se aprecia una tensión equivalente máxima en el conjunto hueso cortical-hueso trabecular de 189,37 MPa, medida en el borde de la sección practicada sobre el modelo. A medida que el punto de medida se aleja de esta zona ficticia de concentración de tensiones se miden valores de tensión 80% menores.

Discusión

6. DISCUSIÓN

6.1. CONSIDERACIONES

Durante el desarrollo del presente trabajo de investigación, se han estudiado las condiciones adecuadas para la reproducción de los modelos necesarios para la simulación de dos técnicas quirúrgicas.

Mediante la simulación de los modelos tridimensionales generados se trata de evaluar el rendimiento de los implantes utilizados en la reproducción de ambas técnicas quirúrgicas, atendiendo a los parámetros estudiados en el apartado 5.

En primer lugar es importante destacar que un modelo de elementos finitos básicamente representa un modelo matemático y que es por tanto la aproximación de un modelo real. El modelo generado está basado en el estudio de un paciente determinado y por tanto no refleja la variabilidad de condiciones, formas y propiedades entre distintos individuos.

Es del mismo modo necesario tener en cuenta que la validación de los modelos elaborados para su análisis por medio del método de elementos finitos debe realizarse mediante el contraste de resultados obtenidos a partir de la simulación bajo una serie de condiciones de cargas determinadas, con los obtenidos en las mismas condiciones in vivo, lo que resulta básicamente imposible. Aun así, y a pesar de las limitaciones descritas en el apartado 4.10, el formato del estudio no pretende hallar las limitaciones de la estructura ósea del paciente, sino determinar el factor de mejora de una técnica quirúrgica alternativa en comparación con la técnica real utilizada originalmente, empleando las mismas condiciones de contorno y los mismos casos de carga, lo que permitirá evaluar el factor riesgo-beneficio de esta posible intervención.

Ambas técnicas quirúrgicas se han supuesto perfectas, aunque es evidente que la situación real, con las posibles incidencias en el transcurso de la intervención en quirófano, es muy distinta y por tanto se pueden dar disposiciones diferentes a las planteadas en los modelos generados. Tener en cuenta esta posible variabilidad como fuente de errores resulta muy difícil de controlar y posiblemente su consideración no aportaría información adicional al estudio.

6.2. ANÁLISIS

En la mecánica de sólidos, para predecir la falla de un material bajo una carga se comparan ciertos parámetros de tensión y carga cuando el mismo está sometido a una sollicitación determinada.

En concreto, el criterio de Von Mises (Richard Von Mises, 1883-1953) postula que la falla de un material se produce cuando el valor máximo de la energía de deformación por unidad de volumen supera a la energía de deformación por unidad de volumen requerida para causar la falla en un test de la tensión específica del material, lo que se calcula matemáticamente mediante la siguiente fórmula:

$$(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2 \leq 2\sigma_y^2$$

Las componentes σ_i representan las tensiones principales en los tres ejes del espacio y σ_y el “yield stress” o límite de fluencia; es decir, el punto en el cual el material excede el límite elástico y no vuelve a su longitud original cuando la fuerza deja de actuar.

La razón por la cual se utiliza el criterio de Von Mises en ingeniería es porque para los materiales dúctiles se ha mostrado experimentalmente que predicen mejor el fallo que la tensión máxima de

cizallamiento u otros parámetros. La tensión equivalente de Von Mises se utiliza para determinar el rendimiento de materiales, se calcula independientemente de las coordenadas de referencia de la estructura y no aporta información direccional del estrés, pero da suficiente información sobre las regiones críticas donde puede ocurrir el fallo de la estructura.

Las tensiones de Von Mises dan una distribución generalizada de tensiones en el material a estudiar que satisface ciertos criterios denominados condiciones de Von Mises que definen el criterio de fallo del material [264].

Se utilizará del mismo modo la evaluación de valores de tensión máxima en un punto comparados con la resistencia a rotura del material.

Se realizará a continuación un análisis comparativo de las regiones críticas por actividad y caso de carga, para tratar de establecer la relación entre los parámetros estudiados durante la extracción de resultados.

Se analizará el impacto de la utilización de la técnica alternativa descrita en el apartado 4.6.2 en función de los siguientes parámetros:

- Desplazamiento máximo.
- Deformación máxima.
- Tensión equivalente de Von Mises.
- Tensión máxima en un punto.

El estudio se centra en el rendimiento del implante y de los elementos de cerclaje correspondientes a la nueva técnica evaluada.

Se considerarán los siguientes valores de límite de elasticidad y límite de rotura para Implante y Cerclajes respectivamente [259].

	Implante (316LVM) [MPa]	Cerclaje (316L – Sandvik Bioline 1RK91) [MPa]
σ_y	700	600
σ_R	900	950

Tabla 13 - Límite de elasticidad y tensión de rotura de los materiales empleados en implante y cerclajes

6.2.1. IMPLANTE

En una primera evaluación se puede realizar una comparación directa de resultados, reestructurando la información extraída, que se muestra en la tabla siguiente.

Caso de Carga	Técnica Quirúrgica	Desplazamiento máximo [mm]	Deformación máxima []	Tensión equivalente [MPa]	Tensión máxima [MPa]
CPD	T.Cementada	1,69	1,1E-3	209,79	209,8
	T.Ensanchamiento	2,07	9,55E-4	181,6	180,38
CPPD	T.Cementada	3,81	2,47E-3	462,96	467,98
	T.Ensanchamiento	4,32	2,13E-3	409,22	402,94
CPBE	T.Cementada	2,06	1,29E-3	242,67	246,16
	T.Ensanchamiento	2,47	1,16E-3	218,43	220,72
CPPBE	T.Cementada	4,52	2,81E-3	524,68	532,62
	T.Ensanchamiento	5,01	2,53E-3	475,02	478,42

Tabla 14 - Resumen de la información extraída para el implante simulado, para los cuatro casos de carga y las dos técnicas quirúrgicas.

Quedan definidas las cargas en la tabla anterior como:

- CPD – Carga Promedio de Deambulaci3n.
- CPPD – Carga de Pico de Deambulaci3n.
- CPBE- Carga Promedio de Bajada de Escaleras.
- CPPBE – Carga de Pico de Bajada de Escaleras.

6.2.1.1. Evaluaci3n de desplazamientos

Se observa en cada caso de carga un incremento en el desplazamiento m3ximo del implante, y correspondiente en este caso al desplazamiento m3ximo del conjunto.

Caso de Carga	Técnica Quirúrgica	Desplazamiento [mm]	Variaci3n de desplazamientos [%]
CPD	Cementada	1,69	22,4%
	Ensanchamiento	2,07	
CPPD	Cementada	3,81	13,4%
	Ensanchamiento	4,32	
CPBE	Cementada	2,06	19,9%
	Ensanchamiento	2,47	
CPPBE	Cementada	4,52	10,8%
	Ensanchamiento	5,01	

Tabla 15 – An3lisis comparativo de desplazamientos en el implante.

Se observa un incremento generalizado en el valor de desplazamiento m3ximo en el implante con la utilizaci3n de la t3cnica de ensanchamiento femoral e independientemente del caso de carga aplicado.

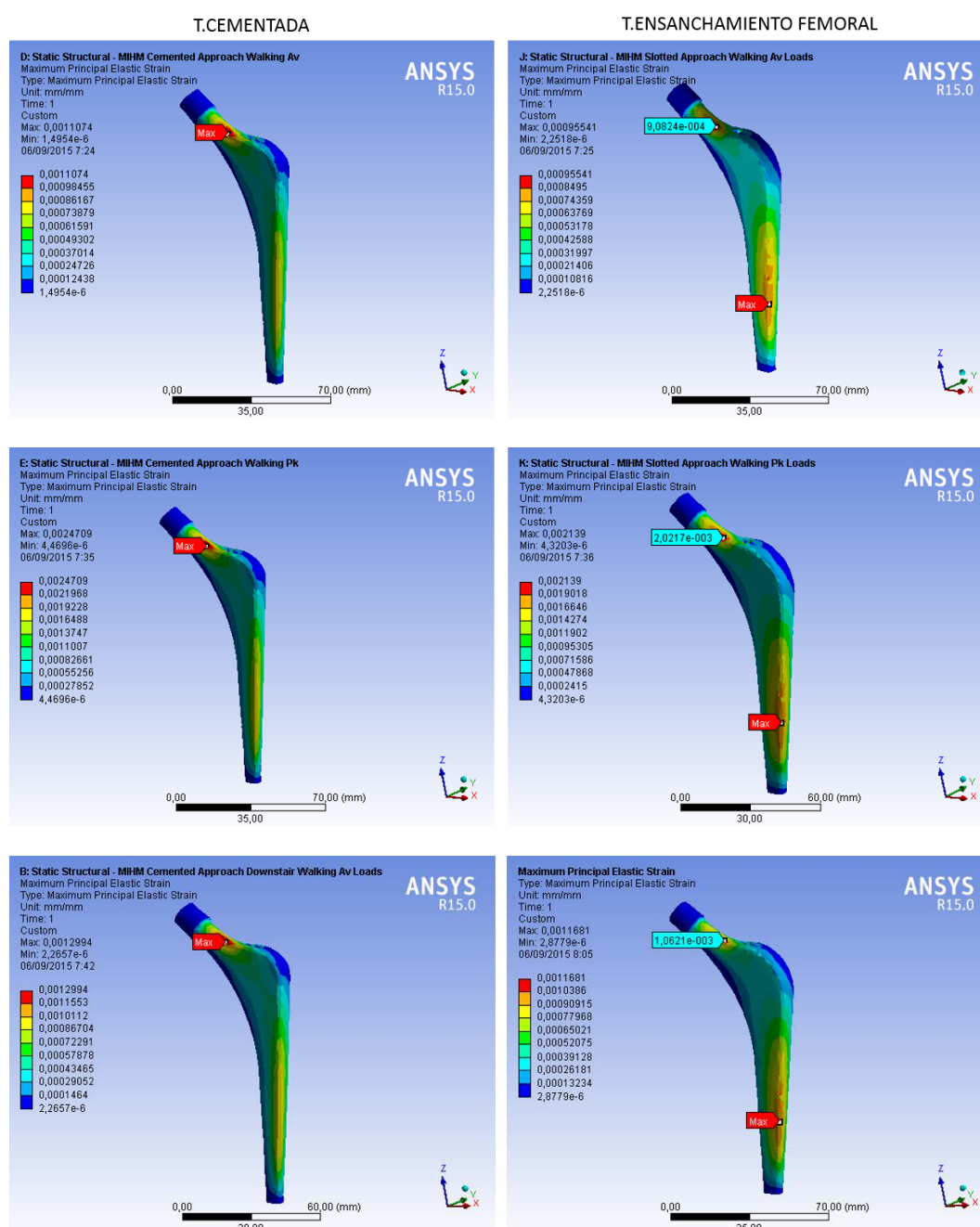
La t3cnica de ensanchamiento femoral permite la introducci3n de un implante de mayor tama1o a costa de alterar la estructura 3sea que lo rodea. Como resultado y como se ver3 en la evaluaci3n del resto de par3metros, este incremento no repercute de forma negativa sobre la integridad estructural del implante, sino todo lo contrario, permitiendo un desplazamiento relativo al soporte fijo de mayor

magnitud, como se observa en la tabla anterior, pero reforzando la estructura completa como se verá a continuación.

6.2.1.2. Evaluación de deformaciones

Para la evaluación de los valores de deformación, así como para el resto de parámetros a estudiar en apartados posteriores, se particulariza la extracción de datos sobre la técnica de ensanchamiento femoral, de tal modo que se puedan establecer relaciones comparativas equivalentes.

Se muestra a continuación el post-procesado de las deformaciones, en puntos equivalentes para los cuatro casos de carga y ambas técnicas quirúrgicas, medidas sobre el implante.



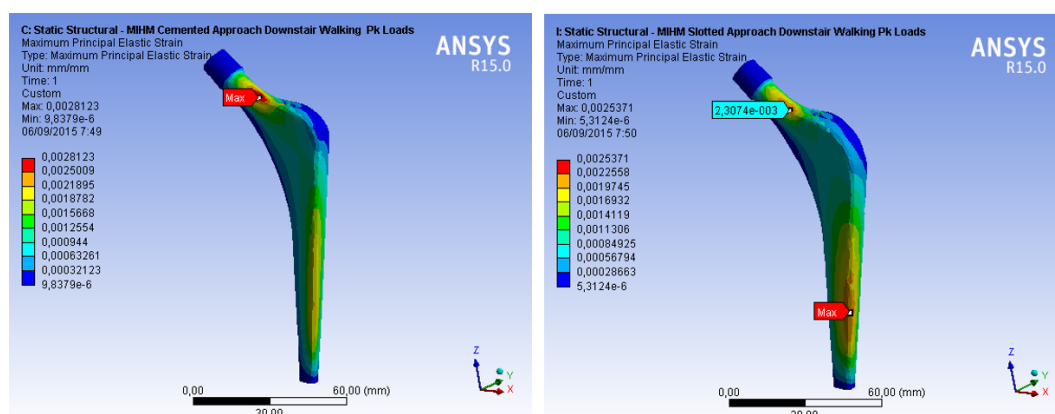


Figura 219 - Evaluación de deformaciones en puntos comparables del implante.

Se resumen los resultados en la tabla siguiente:

Caso de Carga	Técnica Quirúrgica	Deformación []	Variación de deformaciones [%]	Variación de deformaciones* [%]
CPD	Cementada	1,1E-3	-17,4	-13,1
	Ensanchamiento	9,08E-4		
CPPD	Cementada	2,47E-3	-18,2	-13,7
	Ensanchamiento	2,02E-3		
CPBE	Cementada	1,29E-3	-17,8	-10,1
	Ensanchamiento	1,06E-3		
CPPBE	Cementada	2,81E-3	-18,1	-9,2
	Ensanchamiento	2,3E-3		

Tabla 16 - Análisis comparativo de deformaciones en el implante.

(*) Hace referencia a la comparativa global de tensiones máximas medidas en puntos no equivalentes del modelo

El formato de la técnica de ensanchamiento femoral permite, bajo las mismas condiciones de carga, utilizar un implante de mayor envergadura, lo que permite la reducción de valores locales de deformación. En la región crítica donde se encuentran los valores de deformación máxima, el implante de talla 2 cuenta con una sección transversal un 18% mayor que la del implante de talla 0.



Figura 220- Sección transversal de los implantes empleados

Se aprecia una reducción en el registro de valores de deformación en el implante, utilizando la técnica de ensanchamiento femoral, de un 17,8% en puntos de medida equivalentes, y de un 11,5% en el cómputo global de medidas.

Cabe esperar valores máximos de tensión en estas regiones y con rangos similares en la comparativa entre las dos técnicas.

6.2.1.3. Evaluación de valores de tensión equivalente

Se presenta a continuación la evaluación de resultados para la tensión equivalente de Von Mises.

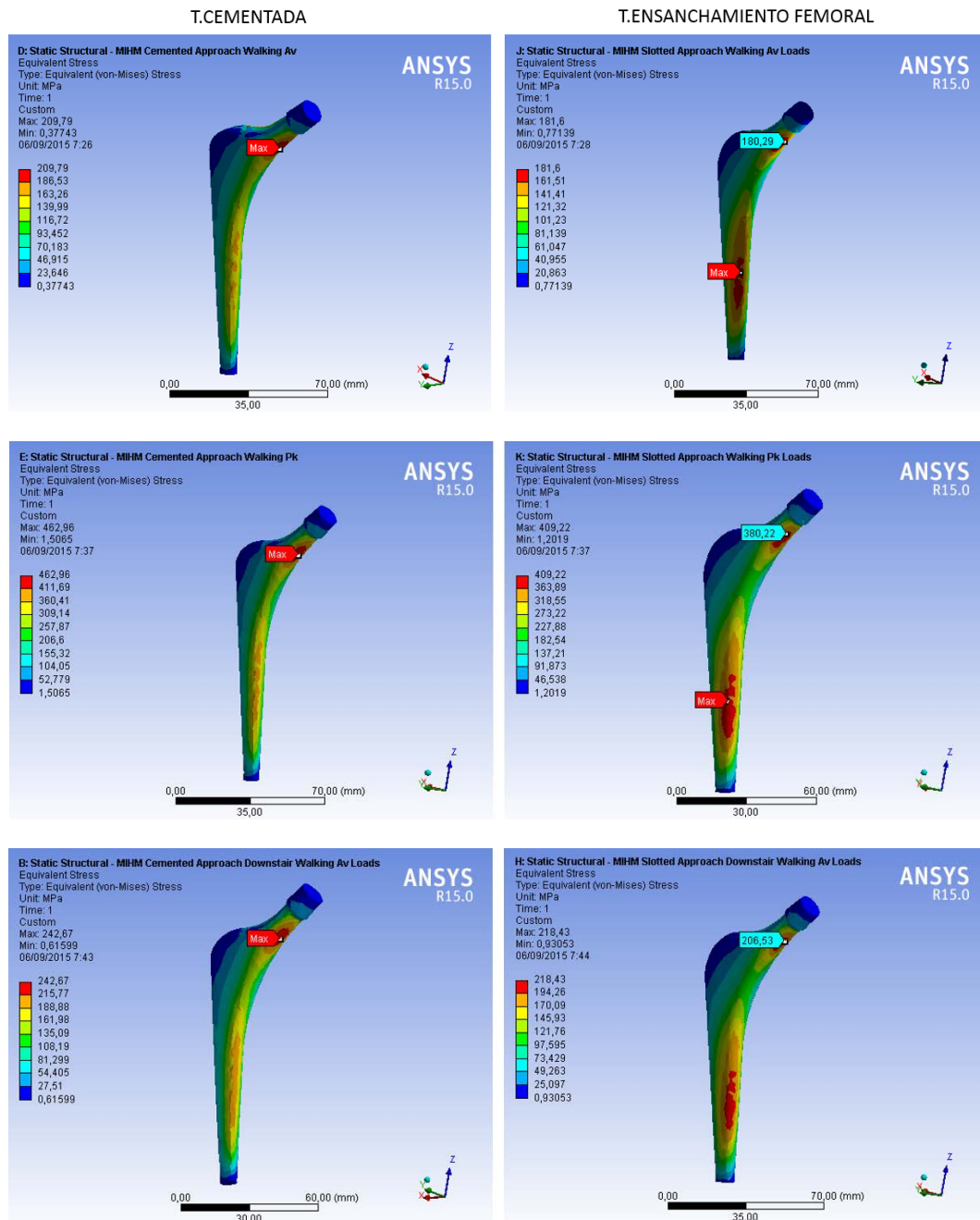




Figura 221 - Evaluación de tensiones equivalentes en puntos comparables del implante.

Se resumen los resultados en la tabla siguiente:

Caso de Carga	Técnica Quirúrgica	Tensión equivalente [MPa]	Variación de tensiones [%]	Variación de tensiones* [%]
CPD	Cementada	209,79	-14,1	-13,4
	Ensanchamiento	180,29		
CPPD	Cementada	462,96	-17,9	-11,6
	Ensanchamiento	380,22		
CPBE	Cementada	242,67	-14,9	-10
	Ensanchamiento	206,53		
CPPBE	Cementada	524,68	-18,3	-9,5
	Ensanchamiento	428,48		

Tabla 17 - Análisis comparativo de tensiones equivalentes en el implante

(*) Hace referencia a la comparativa global de tensiones máximas medidas en puntos no equivalentes del modelo.

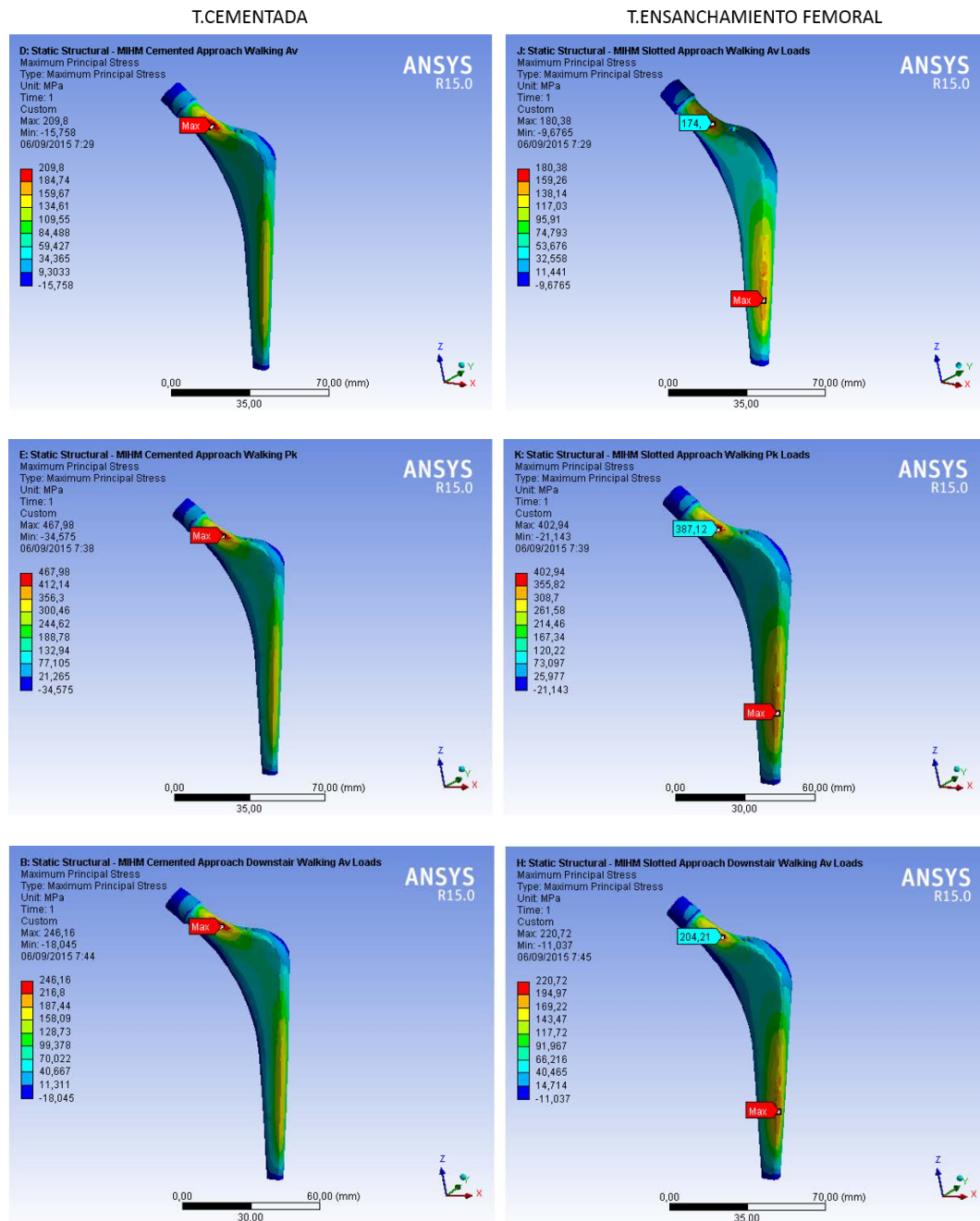
Se aprecia por tanto una reducción en el registro de valores de tensión equivalente en el implante, utilizando la técnica de ensanchamiento femoral, de un 16,3% en puntos de medida equivalentes, y de un 11,1% en el cómputo global de medidas.

En ninguno de los casos se sobrepasa la tensión de fluencia (σ_y) del material. El factor de seguridad en el caso más crítico (CPPBE) es de:

- 25% en la técnica cementada.
- 38,7% en la técnica de ensanchamiento femoral.

6.2.1.4. Evaluación de valores de tensión máxima

Se presenta a continuación la evaluación de resultados para la tensión máxima.



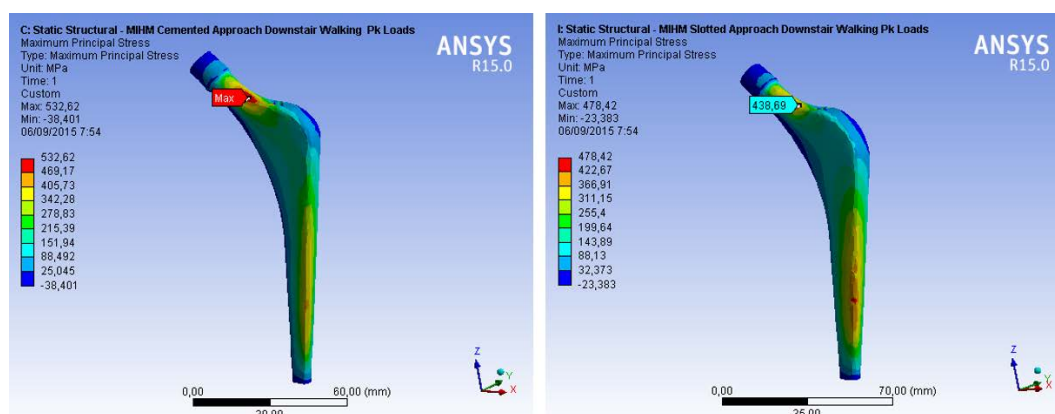


Figura 222 - Evaluación de tensiones máximas en puntos comparables del implante.

Caso de Carga	Técnica Quirúrgica	Tensión equivalente [MPa]	Variación de tensiones [%]	Variación de tensiones* [%]
CPD	Cementada	209,8	-17,1	-14
	Ensanchamiento	174		
CPPD	Cementada	467,98	-17,3	-13,9
	Ensanchamiento	387,12		
CPBE	Cementada	246,16	-17,1	-10,3
	Ensanchamiento	204,21		
CPPBE	Cementada	532,62	-17,6	-10,1
	Ensanchamiento	438,69		

Tabla 18 - Análisis comparativo de tensiones máximas en el implante.

(*) Hace referencia a la comparativa global de tensiones máximas medidas en puntos no equivalentes del modelo.

Como se había predicho anteriormente, se aprecia una reducción en el registro de valores de tensión máxima en el implante, utilizando la técnica de ensanchamiento femoral, de un 17,3% en puntos de medida equivalentes, y de un 12% en el cómputo global de medidas. Los valores máximos se presentan en las regiones que describían mayores valores de deformación.

En ninguno de los casos se sobrepasa la tensión de rotura (σ_r) del material. El factor de seguridad en el caso más crítico (CPPBE) es de:

- 40,8% en la técnica cementada.
- 51,2% en la técnica de ensanchamiento femoral.

6.2.2. CERCLAJES

Se muestra a continuación el resumen de resultados obtenidos para cada elemento de cerclaje y caso de carga.

Caso de Carga	Cerclaje	Deformación máxima []	Tensión equivalente [MPa]	Tensión máxima [MPa]
CPD	Sub-Trocantérico	5,2E-4	103,69	104,73
CPPD		8,39E-4	165,62	170,92
CPBE		5,21E-4	103,28	105,7
CPPBE		8,17E-4	161,08	166,54
CPD	Intermedio	9,51E-4	190,26	190,45
CPPD		1,25E-3	247,97	255,43
CPBE		9,92E-4	198,5	198,57
CPPBE		1,3E-3	257,23	264,9
CPD	Distal	7,84E-4	157,52	161,62
CPPD		1,03E-3	202,48	216,59
CPBE		7,93E-4	159,32	163,46
CPPBE		1,09E-3	218,21	221,55

Tabla 19 - Análisis de resultados en los cerclajes empleados en la técnica de ensanchamiento femoral.

En ningún caso las tensiones correspondientes sobrepasan los valores de fluencia y rotura del material. Los cerclajes son elementos transitorios que facilitan la consolidación de los fragmentos óseos ranurados inicialmente para permitir el alojamiento de un implante del tamaño adecuado a la morfología ósea del paciente. Una vez consolidados los fragmentos óseos, los cerclajes pueden permanecer unidos al hueso del paciente, no cumpliendo una función estructural.

El valor máximo de tensión equivalente se alcanza en el cerclaje intermedio para valores de pico en el caso de carga de bajada de escaleras. De forma equivalente, el mayor valor de tensión máxima se alcanza en el mismo cerclaje y bajo el mismo caso de carga.

Considerando los valores que caracterizan el material del cerclaje, se cuenta con un factor de seguridad mínimo de 57%, lo que posiciona a los cerclajes en el lado seguro frente a los casos de carga aplicados.

6.3. LIMITACIONES DEL ESTUDIO

El presente trabajo de investigación se desarrolla bajo el supuesto de que la modelización de la estructura femoral es posible. Se asume del mismo modo que los valores de cargas y condiciones de contorno son realistas y capaces de reproducir el efecto real sobre la estructura simulada.

Derivadas de los puntos descritos en el apartado **4.10** se reconocen una serie de limitaciones del estudio, entre las que cabe destacar:

- **Análisis Particularizado.** El desarrollo del proceso de simulación se basa en el análisis de la estructura ósea de un paciente particular. Se amortigua el efecto de este hecho basando los resultados en el análisis comparativo de datos obtenidos tras la simulación de dos técnicas quirúrgicas en una misma estructura ósea, sin embargo el estudio estadístico de resultados tras la aplicación de la técnica quirúrgica de ensanchamiento femoral en diferentes pacientes proporcionaría mayor robustez a los datos presentados.
- **Umbralizado y estructura real.** Como se ha comentado en el apartado **4.10.1** aunque se han empleado, para la reconstrucción de la estructura femoral, los valores recomendados para el umbralizado de las distintas capas de la estructura ósea, debido a la variabilidad de propiedades entre distintos sujetos ha sido necesario ajustar manualmente los mismos para obtener un sólido sobre el que trabajar posteriormente.
- **Modelado.** Se ha considerado una implementación perfecta de las técnicas quirúrgicas, con una ubicación ideal de componentes y unas relaciones perfectas de contacto entre las distintas capas y el elemento de cementación. Esta situación no siempre se logra en la práctica, dado que las intervenciones quirúrgicas enfrentan al especialista a situaciones que pueden derivar en una alteración final del posicionamiento de componentes, que modifiquen la transferencia de cargas respecto a la idealizada en el modelo.
- **Caracterización de materiales.** Se proporcionan datos acerca de este factor en los apartados **4.2.1.2.2** y **4.10.4**, donde se admite la limitación en lo que a la asignación de propiedades de la estructura ósea se refiere, debiendo adoptar una caracterización lineal, elástica e isotrópica para las capas cortical y trabecular.
- **Casos de Cargas.** Del mismo modo que ocurre en otras regiones articulares, el efecto de la musculatura juega un papel crucial en la transferencia y generación de cargas por lo que resulta recomendable su modelización. En el presente estudio se han aislado las cargas estructurales para permitir obtener resultados para una situación estática, sin embargo es preciso admitir la limitación del modelo a este respecto dado que la implementación del efecto de las inserciones musculares permitiría acercar los resultados lo máximo posible a la realidad.

6.4. FUTURAS DIRECCIONES DE INVESTIGACIÓN

Como se ha relatado en el apartado **4.10** la idealización del modelo y la asunción de supuestos iniciales plantean una serie de diversificaciones en el planteamiento del análisis que dan como resultado una serie de variadas líneas de investigación que complementarían los resultados del presente trabajo de investigación.

Se plantea por tanto el análisis de las siguientes líneas de investigación:

- Análisis comparativo de las técnicas quirúrgicas empleando caracterizaciones isotrópicas no homogéneas, u ortotrópicas. Se plantea esta línea de investigación como un ambicioso objetivo que permita solventar el problema de la asignación de propiedades mecánicas, derivadas directamente de la TC del paciente en aquellos casos en los que la técnica quirúrgica a utilizar requiera de la modificación y reposicionamiento de la estructura ósea del paciente.
- Análisis estadístico del estudio comparativo sobre una serie representativa de sujetos, que permita comprender el comportamiento de las variables frente a distintas morfologías, y frente a diferentes tipos de displasia.
- Extensión del análisis comparativo de las técnicas quirúrgicas aplicando la teoría de experimentos. Mediante la parametrización de las distintas variables consideradas durante el estudio, y que han sido particularizadas para una situación específica, sería posible la obtención de un modelo matemático que permita optimizar los resultados de la intervención. Se pueden entender en este caso como variables parametrizables el número de cerclajes utilizados, el tamaño de cerclajes colocados, la longitud del ranurado practicado en la estructura ósea, el efecto friccional entre capas del modelo o la intensidad de los casos de cargas.
- Extensión del análisis realizado incorporando el efecto de las inserciones musculares, que permitan realizar el estudio dinámico de la estructura modelada.

Conclusiones

7. CONCLUSIONES

En base a los resultados obtenidos en la evaluación del apartado anterior, y acorde a los objetivos del estudio, se pueden establecer las siguientes conclusiones:

Objetivo 1

Se ha desarrollado el análisis preliminar de la patología y condiciones morfológicas del paciente, determinándolas como adecuadas para el presente análisis.

Acorde a las medidas realizadas en el apartado 4.4 se considera el caso dentro del grupo IV según la clasificación de Crowe [17].

Se ha reconstruido el modelo tridimensional de la anatomía femoral del paciente partiendo de los datos disponibles y procedentes del TAC preoperatorio, diferenciando las capas de hueso cortical y trabecular acorde a los rangos definidos por Pakdel et al. [183].

Objetivo 2

Se ha reproducido y realizado el modelado tridimensional de la técnica quirúrgica cementada, utilizada originalmente en el paciente, a partir de la reconstrucción del hueso del paciente.

Se ha realizado el modelado empleando un implante modelo Exeter de la marca Stryker [163] de talla 0 y offset 44 mm. Se emplea el mismo implante insertado originalmente en el paciente, contrastando su validez con las medidas realizadas en el apartado 4.4 que confirman la validez de la talla seleccionada.

Objetivo 3

Empleando los casos de carga relativos a las actividades físicas más comunes en sus vertientes más críticas [216] y con la correspondiente caracterización de materiales y determinación de condiciones de contorno, se ha realizado el análisis por medio del método de los elementos finitos sobre el modelo reproducido para la técnica cementada.

Objetivo 4

Se ha reproducido y realizado el modelado tridimensional de la técnica quirúrgica de ensanchamiento femoral a partir de la reconstrucción del hueso del paciente.

Se ha realizado el modelado empleando un implante modelo Exeter de la marca Stryker [163] de talla 2 y offset 44 mm.

Objetivo 5

Empleando los mismos casos de carga utilizados en la técnica cementada [216] y con la correspondiente caracterización de materiales y determinación de condiciones de contorno, se ha realizado el análisis por medio del método de los elementos finitos sobre el modelo reproducido para la técnica de ensanchamiento femoral.

Conclusión General

La técnica quirúrgica de ensanchamiento femoral permite la inserción de implantes femorales de la talla adecuada al paciente y que de otro modo, y en casos de displasia severa de cadera, no sería posible utilizar.

Esta nueva técnica supone un incremento en el grado de dificultad de la técnica quirúrgica tradicional de ATC, que ya de por sí resulta complicada, sin embargo, y dado el riesgo de posible fractura o luxación post operatoria del implante, es necesario dotar al especialista de la posibilidad de reducir dicho riesgo.

Los resultados del estudio reportan una reducción en los parámetros críticos evaluados de deformación (-17,8%), tensión equivalente (-16,3%) y tensión máxima (-17,3%), sin poner en compromiso la utilización de cerclajes para consolidar el conjunto, e incrementando el factor de seguridad global.

Estos datos permitirán al especialista evaluar el factor riesgo beneficio de la intervención pudiendo tomar decisiones de forma preoperatoria, que serían críticas en caso de ser evaluadas en el transcurso de la operación.

Anexos

8. ANEXOS

8.1. ANEXO I

Recopilación de estándares relativos a la verificación y validación de materiales e implantes.

Estándar y/o proyecto	Comité Técnico
ISO 5832-1:2007 Implants for surgery -- Metallic materials -- Part 1: Wrought stainless steel	ISO/TC 150/SC 1
ISO/CD 5832-1 Implants for surgery -- Metallic materials -- Part 1: Wrought stainless steel	ISO/TC 150/SC 1
ISO 5832-2:1999 Implants for surgery -- Metallic materials -- Part 2: Unalloyed titanium	ISO/TC 150/SC 1
ISO 5832-3:1996 Implants for surgery -- Metallic materials -- Part 3: Wrought titanium 6-aluminium 4-vanadium alloy	ISO/TC 150/SC 1
ISO/CD 5832-3 Implants for surgery -- Metallic materials -- Part 3: Wrought titanium 6-aluminium 4-vanadium alloy	ISO/TC 150/SC 1
ISO 5832-4:2014 Implants for surgery -- Metallic materials -- Part 4: Cobalt-chromium-molybdenum casting alloy	ISO/TC 150/SC 1
ISO 5832-5:2005 Implants for surgery -- Metallic materials -- Part 5: Wrought cobalt-chromium-tungsten-nickel alloy	ISO/TC 150/SC 1
ISO 5832-6:1997 Implants for surgery -- Metallic materials -- Part 6: Wrought cobalt-nickel-chromium-molybdenum alloy	ISO/TC 150/SC 1
ISO 5832-7:1994 Implants for surgery -- Metallic materials -- Part 7: Forgeable and cold-formed cobalt-chromium-nickel-molybdenum-iron alloy	ISO/TC 150/SC 1
ISO 5832-8:1997 Implants for surgery -- Metallic materials -- Part 8: Wrought cobalt-nickel-chromium-molybdenum- tungsten-iron alloy	ISO/TC 150/SC 1

Estándar y/o proyecto	Comité Técnico
ISO 5832-9:2007	ISO/TC 150/SC 1
Implants for surgery -- Metallic materials -- Part 9: Wrought high nitrogen stainless steel	
ISO 5832-11:2014	ISO/TC 150/SC 1
Implants for surgery -- Metallic materials -- Part 11: Wrought titanium 6-aluminium 7-niobium alloy	
ISO 5832-12:2007	ISO/TC 150/SC 1
Implants for surgery -- Metallic materials -- Part 12: Wrought cobalt-chromium-molybdenum alloy	
ISO 5832-14:2007	ISO/TC 150/SC 1
Implants for surgery -- Metallic materials -- Part 14: Wrought titanium 15-molybdenum 5-zirconium 3-aluminium alloy	
ISO 5834-1:2005	ISO/TC 150/SC 1
Implants for surgery -- Ultra-high-molecular-weight polyethylene -- Part 1: Powder form	
ISO 5834-2:2011	ISO/TC 150/SC 1
Implants for surgery -- Ultra-high-molecular-weight polyethylene -- Part 2: Moulded forms	
ISO 5834-3:2005	ISO/TC 150/SC 1
Implants for surgery -- Ultra-high-molecular-weight polyethylene -- Part 3: Accelerated ageing methods	
ISO 6474-1:2010	ISO/TC 150/SC 1
Implants for surgery -- Ceramic materials -- Part 1: Ceramic materials based on high purity alumina	
ISO 6474-2:2012	ISO/TC 150/SC 1
Implants for surgery -- Ceramic materials -- Part 2: Composite materials based on a high-purity alumina matrix with zirconia reinforcement	
ISO 7206-1:2008	ISO/TC 150/SC 4
Implants for surgery -- Partial and total hip joint prostheses -- Part 1: Classification and designation of dimensions	
ISO 7206-2:2011	ISO/TC 150/SC 4
Implants for surgery -- Partial and total hip joint prostheses -- Part 2: Articulating surfaces made of metallic, ceramic and plastics materials	

Estándar y/o proyecto	Comité Técnico
ISO 7206-4:2010 Implants for surgery -- Partial and total hip joint prostheses -- Part 4: Determination of endurance properties and performance of stemmed femoral components	ISO/TC 150/SC 4
ISO 7206-6:2013 Implants for surgery -- Partial and total hip joint prostheses -- Part 6: Endurance properties testing and performance requirements of neck region of stemmed femoral components	ISO/TC 150/SC 4
ISO 7206-10:2003 Implants for surgery -- Partial and total hip-joint prostheses -- Part 10: Determination of resistance to static load of modular femoral heads	ISO/TC 150/SC 4
ISO/DIS 7206-12 Implants for surgery -- Partial and total hip joint prostheses -- Part 12: Deformation test method for acetabular shells	ISO/TC 150/SC 4
ISO/DIS 7206-13 Implants for surgery -- Partial and total hip joint prostheses -- Part 13: Determination of resistance to torque of head fixation of stemmed femoral components	ISO/TC 150/SC 4
ISO 8615:1991 Implants for surgery -- Fixation devices for use in the ends of the femur in adults	ISO/TC 150/SC 5
ISO 9583:1993 Implants for surgery -- Non-destructive testing -- Liquid penetrant inspection of metallic surgical implants	ISO/TC 150/SC 1
ISO 9584:1993 Implants for surgery -- Non-destructive testing -- Radiographic examination of cast metallic surgical implants	ISO/TC 150/SC 1
ISO 10334:1994 Implants for surgery -- Malleable wires for use as sutures and other surgical applications	ISO/TC 150/SC 5
ISO/DIS 11491 Implants for surgery -- Test method for impact resistance of ceramic femoral head for hip joint prostheses	ISO/TC 150/SC 4

Estándar y/o proyecto	Comité Técnico
ISO 12891-1:2011 Implants for surgery -- Retrieval and analysis of surgical implants -- Part 1: Retrieval and handling	ISO/TC 150
ISO 12891-2:2014 Retrieval and analysis of surgical implants -- Part 2: Analysis of retrieved surgical implants	ISO/TC 150
ISO 12891-3:2000 Retrieval and analysis of surgical implants -- Part 3: Analysis of retrieved polymeric surgical implants	ISO/TC 150
ISO 12891-4:2000 Retrieval and analysis of surgical implants -- Part 4: Analysis of retrieved ceramic surgical implants	ISO/TC 150
ISO 13175-3:2012 Implants for surgery -- Calcium phosphates -- Part 3: Hydroxyapatite and beta-tricalcium phosphate bone substitutes	ISO/TC 150/SC 1
ISO 13179-1:2014 Implants for surgery -- Plasma-sprayed unalloyed titanium coatings on metallic surgical implants -- Part 1: General requirements	ISO/TC 150/SC 1
ISO/DIS 13356 Implants for surgery -- Ceramic materials based on yttria-stabilized tetragonal zirconia (Y-TZP)	ISO/TC 150/SC 1
ISO 13356:2008 Implants for surgery -- Ceramic materials based on yttria-stabilized tetragonal zirconia (Y-TZP)	ISO/TC 150/SC 1
ISO/CD 13779-1 Implants for surgery -- Hydroxyapatite -- Part 1: Ceramic hydroxyapatite	ISO/TC 150/SC 1
ISO 13779-1:2008 Implants for surgery -- Hydroxyapatite -- Part 1: Ceramic hydroxyapatite	ISO/TC 150/SC 1
ISO 13779-2:2008 Implants for surgery -- Hydroxyapatite -- Part 2: Coatings of hydroxyapatite	ISO/TC 150/SC 1
ISO/CD 13779-2 Implants for surgery -- Hydroxyapatite -- Part 2: Coatings of hydroxyapatite	ISO/TC 150/SC 1

Estándar y/o proyecto	Comité Técnico
ISO 14242-2:2000	ISO/TC 150/SC 4
Implants for surgery -- Wear of total hip-joint prostheses -- Part 2: Methods of measurement	
ISO 14242-3:2009	ISO/TC 150/SC 4
Implants for surgery -- Wear of total hip-joint prostheses -- Part 3: Loading and displacement parameters for orbital bearing type wear testing machines and corresponding environmental conditions for test	
ISO/CD 14242-4	ISO/TC 150/SC 4
Implants for surgery -- Wear of total hip-joint prostheses -- Part 4: Loading and displacement parameters for wear testing machines under edge loading conditions due to translational (displacement controlled) and rotational mal-positioning	
ISO/TR 14283:2004	ISO/TC 150
Implants for surgery -- Fundamental principles	
ISO 15032:2000	ISO/TC 168
Prostheses -- Structural testing of hip units	
ISO/WD 17327	ISO/TC 150
Non-active surgical implants -- Implant coating	
ISO 17853:2011	ISO/TC 150/SC 4
Wear of implant materials -- Polymer and metal wear particles -- Isolation and characterization	
ISO 25539-1:2003/Amd 1:2005	ISO/TC 150/SC 2
Test methods	
ISO 29783-1:2008	ISO/TC 168
Prosthetics and orthotics -- Vocabulary -- Part 1: Normal gait	
ISO 29783-2	ISO/TC 168
Prosthetics and orthotics -- Vocabulary -- Part 2: Prosthetic gait	
ISO/NP 29783-3	ISO/TC 168
Prosthetics and orthotics -- Vocabulary -- Part 3: Pathological gait	

Tabla 20 - Estándares relativos a la verificación y validación de materiales e implantes

8.2. ANEXO II

8.2.1. SISTEMAS DE MEDIDA Y ANÁLISIS

El conocimiento de los valores de las fuerzas y momentos resultantes reales sobre la estructura ósea del ser humano es necesario para:

- Validar maniobras quirúrgicas
- Desarrollar y validar nuevos implantes
- Optimizar la rehabilitación post-operatoria
- Analizar el carácter de condiciones de carga durante diferentes actividades rutinarias y su efecto sobre las articulaciones
- Optimizar los existentes modelos musculo-esqueléticos

La determinación de estas fuerzas y momentos se realiza combinando diferentes métodos, de tal modo que puedan obtenerse valores realistas para un paciente concreto, y se puedan cotejar esos valores con las fuerzas de reacción obtenidas sobre plataformas externas.

Se pueden diferenciar varios tipos de sistemas:

- Dispositivos de medida “in vivo”
- Dispositivos externos de análisis de fuerzas de reacción
- Dispositivos de análisis de movimiento tridimensionales
- Dispositivos Electro-miográficos

Este tipo de dispositivos no son excluyentes, y en general se combinan para la generación y validación de modelos musculo-esqueléticos [265].

8.2.1.1. Dispositivos de medida IN VIVO

Los dispositivos de medida “in vivo” se insertan directamente en el sujeto de análisis integrados en un implante de forma que puedan transmitir a un dispositivo de análisis externo los valores en la articulación en la que se han ubicado [266].

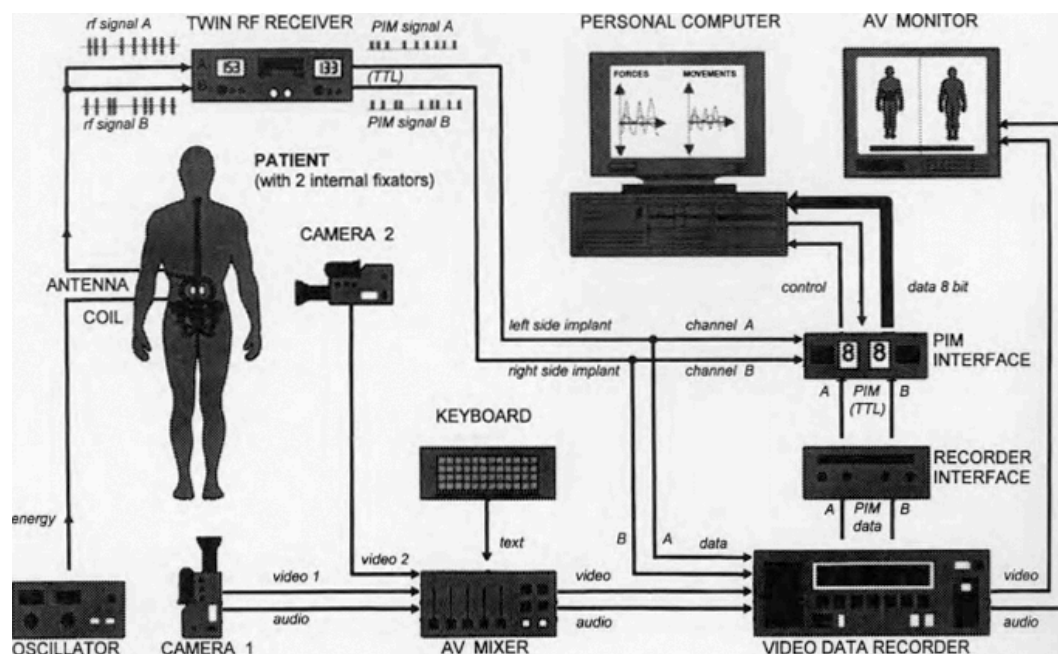


Figura 223 - Ejemplo de sistema para medidas con dos implantes instrumentados [266].

Dadas las condiciones en que se utiliza este tipo de dispositivos, existe una serie de requisitos morfológicos y éticos que han de cumplir:

- Los materiales utilizados en estos dispositivos han de ser seguros y bio-compatibles (Directiva 90/385/EEC).
- La electrónica en el interior de los implantes ha de estar herméticamente sellada
- Las fuentes de alimentación utilizadas ha de permitir medidas a largo plazo
- El implante ha de tener la resistencia mecánica necesaria (ISO 7206 4/6/8)
- La base del diseño del implante ha de ser un implante clínicamente probado previamente.

El desarrollo de dispositivos de medida in vivo puede realizarse bien a partir de implantes existentes de eficacia probada y previamente contrastada, como es por ejemplo el caso del implante CTW™ (Cementless Tapered Wedge) Classic Hip Implant [267].

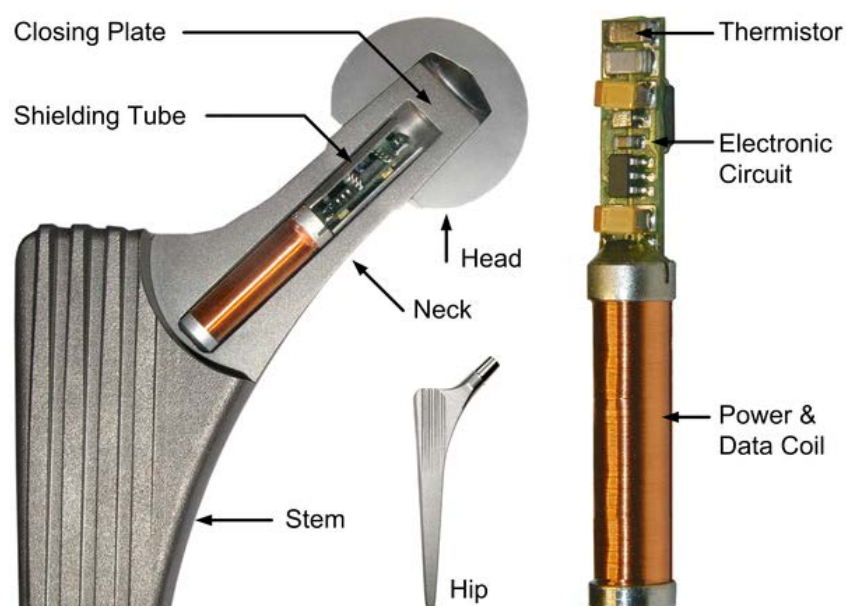


Figura 224 - CTW™ Classic hip implant (Merete Medical, Berlin, Germany [268]).

O bien pueden emplearse implantes huecos comercialmente disponibles y destinados a su uso para instrumentación – CENOS (ARTOS, Berlin, Germany) [269].

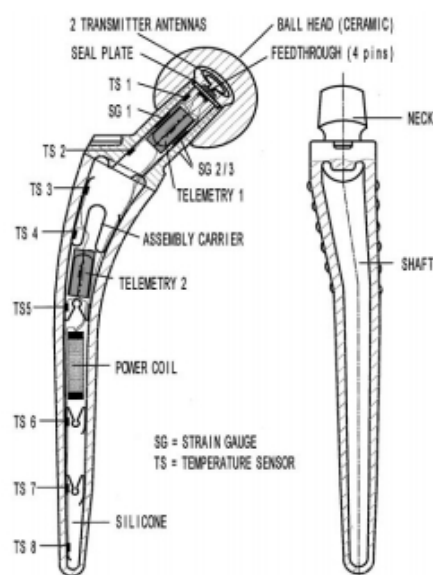


Figura 225 - Representación esquemática de la prótesis CENOS instrumentada [270].

En una minoría de casos se fabrican implantes instrumentados a medida del paciente [271-273].

8.2.1.2. Dispositivos externos para el análisis de fuerzas de reacción

Este tipo de dispositivos se emplea habitualmente en combinación con los implantes instrumentados para verificar patrones de deambulación y repetitividad de los mismos, proporcionando datos sobre fuerzas y momentos de reacción de una forma robusta y precisa.



Figura 226 – KISTLER® 9287C force plate. Representación esquemática.

Aunque se pueden encontrar diversas construcciones adaptadas a casos particulares de estudio, en general estos dispositivos consisten en una estructura tipo “sandwich” de placas de aluminio con una serie de sensores piezo-eléctricos para la medida de fuerzas en las tres componentes del espacio.

Dependiendo de la aplicación, las dimensiones de estos elementos son variables permitiendo, de manera precisa y muy sensible, medir los efectos dinámicos en una amplia variedad de actividades.

En ocasiones, los equipos de investigación desarrollan sus propias plataformas de medida [274-275], que se adaptan a la naturaleza del estudio realizado.

Por otro lado existen soluciones comerciales como el sistema Kistler® [276] utilizado de forma habitual en la literatura como base para comparación de datos obtenidos con implantes instrumentados y como método de verificación de patrones de deambulación y transferencia de carga [277, 278].

8.2.1.3. Dispositivos de análisis de movimiento tridimensionales

Estos dispositivos son utilizados bien de forma independiente para análisis de deambulación, o como complemento a los elementos de análisis citados anteriormente y como método de verificación de patrones y distribuciones de carga [279].

Este tipo de sistemas analiza la mecánica del movimiento colocando marcadores en la región objeto de estudio.



Figura 227 - Ejemplo de colocación de marcadores sobre sujeto de estudio

El movimiento se graba con un array de cámaras en tiempo real que realizan el tracking de los marcadores colocados sobre el sujeto de estudio y en un post-procesado de este material, el sistema proporciona los datos particulares relativos a la geometría y dinámica del movimiento, distribución de cargas o determinación de centros de presión en actividades particulares [280].

8.2.1.4. Sistemas Electromiográficos

La técnica de electromiografía evalúa la actividad eléctrica producida por los músculos. Mediante un dispositivo de análisis externo al sujeto de estudio, se registra el potencial eléctrico generado por los músculos cuando estos entran en funcionamiento.

Esta técnica de análisis puede aplicarse al estudio biomecánico del paciente, como un complemento al resto de sistemas detallados previamente. La limitación de los sistemas electromiográficos radica en que los patrones de actividad detectados no pueden reproducirse directamente como valores de fuerza muscular [227].

Sin duda esta técnica resulta una alternativa sólida a las técnicas invasivas de implantes instrumentados, como validación de modelos musculo-esqueléticos existentes [281], sin embargo la aplicación directa está enfocada hacia el análisis y validación de patrones de distribución o transferencia de carga [282, 283].

Bibliografía

9. BIBLIOGRAFÍA

1. LIEBERMAN, Jay R., et al. The treatment of hip fractures: variations in care. *Clinical orthopaedics and related research*, 2006, vol. 442, p. 239-244.
2. VAN DE KERKHOVE, M. P., et al. Hip fractures in nonagenarians: perioperative mortality and survival. *Injury*, 2008, vol. 39, no 2, p. 244-248.
3. DILLON, Johanne E., et al. MR imaging of congenital/developmental and acquired disorders of the pediatric hip and pelvis. *Magnetic resonance imaging clinics of North America*, 2005, vol. 13, no 4, p. 783-797.
4. STEWART, T. D.; HALL, R. M. (iv). Basic biomechanics of human joints: Hips, knees and the spine. *Current Orthopaedics*, 2006, vol. 20, no 1, p. 23-31.
5. MCCARTHY, Joseph C.; LEE, Joann. Hip arthroscopy: indications, outcomes, and complications. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 2005, vol. 87, no 5, p. 1137-1145.
6. Thiel W. Atlas fotográfico de anatomía práctica. Barcelona: Springer 1996.
7. Agur MR, Dalley AF. Grant. Atlas de Anatomía, Madrid: Ed. Panamericana; 2007].
8. **Human Visualization Platform** [Internet]. Disponible en: <https://human.biodigital.com>
9. KUHLMAN, Geoffrey S.; DOMB, Benjamin G. Hip impingement: identifying and treating a common cause of hip pain. *American family physician*, 2009, vol. 80, no 12, p. 1429-1434.
10. SILVERMAN, Anne K., et al. Whole-body angular momentum in incline and decline walking. *Journal of biomechanics*, 2012, vol. 45, no 6, p. 965-971.
11. JOHNSTON, Richard C.; SMIDT, Gary L. 23 Hip Motion Measurements for Selected Activities of Daily Living. *Clinical orthopaedics and related research*, 1970, vol. 72, p. 205-215.
12. GELFER, Polina; KENNEDY, Kathleen A. Developmental dysplasia of the hip. *Journal of Pediatric Health Care*, 2008, vol. 22, no 5, p. 318-322.
13. INAN, Muharrem; KORKUSUZ, Feza. Developmental dysplasia of the hip. *Clinical orthopaedics and related research*, 2008, vol. 466, no 4, p. 761-762.
14. BOMBELLI, R.; BOMBELLI, M. Dysplastic osteoarthritis of the hip. *J Bone Joint Surg Br*, 1995, vol. 77, no Suppl II, p. 141.
15. CAMERON, H. U.; BOTSFORD, D. J.; PARK, Y. S. Influence of the Crowe rating on the outcome of total hip arthroplasty in congenital hip dysplasia. *The Journal of arthroplasty*, 1996, vol. 11, no 5, p. 582-587.
16. HARTOFILAKIDIS, George; KARACHALIOS, Theofilos. Total hip arthroplasty for congenital hip disease. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 2004, vol. 86, no 2, p. 242-250.
17. CROWE, John F.; MANI, V. J.; RANAWAT, Chitranjan S. Total hip replacement in congenital dislocation and dysplasia of the hip. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 1979, vol. 61, no 1, p. 15-23.
18. HARTOFILAKIDIS, G.; STAMOS, K.; IOANNIDIS, T. T. Low friction arthroplasty for old untreated congenital dislocation of the hip. *Journal of Bone & Joint Surgery, British Volume*, 1988, vol. 70, no 2, p. 182-186.

19. HARTOFILAKIDIS, George, et al. Congenital Hip Disease in Adults. Classification of Acetabular Deficiencies and Operative Treatment with Acetabuloplasty Combined with Total Hip Arthroplasty. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 1996, vol. 78, no 5, p. 683-92.
20. YIANNAKOPOULOS, C. K., et al. Reliability and validity of the Hartofilakidis classification system of congenital hip disease in adults. *International orthopaedics*, 2009, vol. 33, no 2, p. 353-358.
21. DECKING, Ralf, et al. Reliability of the Crowe und Hartofilakidis classifications used in the assessment of the adult dysplastic hip. *Skeletal radiology*, 2006, vol. 35, no 5, p. 282-287.
22. GREENHILL, Brian J., et al. Magnetic resonance imaging study of acetabular morphology in developmental dysplasia of the hip. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 1993, vol. 13, no 3, p. 314-317.
23. GANZ, R., et al. Surgical dislocation of the adult hip: A technique with full access to the femoral head and acetabulum without the risk of avascular necrosis. *Journal of Bone & Joint Surgery, British Volume*, 2001, vol. 83, no 8, p. 1119-1124.
24. HONGWEI, Yan, Zhang Jie, Liu Kai, Wang Kunzheng, Liu Jun, Song Jinhui, Zhang Kaifang, Yuan Guolian. Morphological study of the femur medullary cavity and its significance. *Journal of Xi'an Jiaotong University (Medical Sciences)*, 2006, vol. 3, p. 236-239.
25. **LearnBones. A resource on the human skeleton** [Internet]. Disponible en: <http://www.learnbones.com/leg-bones-anatomy/>
26. NOBLE, Philip C., et al. The anatomic basis of femoral component design. *Clinical orthopaedics and related research*, 1988, vol. 235, p. 148-165.
27. RUBIN, P. J., et al. The morphology of the proximal femur. A three-dimensional radiographic analysis. *Journal of Bone & Joint Surgery, British Volume*, 1992, vol. 74, no 1, p. 28-32.
28. RUBIN, P. J.; LEYVRAZ, P. F.; HEEGAARD, J. H. Radiological variations in the anatomical parameters of the proximal femur in relation to rotation. *Fr J Orthop Surg*, 1989, vol. 3, no 2, p. 121-127.
29. HUSMANN, Olivier, et al. Three-dimensional morphology of the proximal femur. *The Journal of arthroplasty*, 1997, vol. 12, no 4, p. 444-450.
30. MENDES, DAVID G. Total hip arthroplasty in congenital dislocated hips. *Clinical orthopaedics and related research*, 1981, vol. 161, p. 163-179.
31. CHARNLEY, John; FEAGIN, John A. Low-friction arthroplasty in congenital subluxation of the hip. *Clinical orthopaedics and related research*, 1973, vol. 91, p. 98-113.
32. PAAVILAINEN, Timo; HOIKKA, Veijo; PAAVOLAINEN, Pekka. Cementless Total Hip Arthroplasty for Congenitally Dislocated or Dysplastic Hips: Technique for Replacement With a Straight Femoral Component. *Clinical orthopaedics and related research*, 1993, vol. 297, p. 71-81.
33. SUGANO, Nobuhiko, et al. The morphology of the femur in developmental dysplasia of the hip. *Journal of Bone & Joint Surgery, British Volume*, 1998, vol. 80, no 4, p. 711-719.

34. HARTOFILAKIDIS, George; YIANNAKOPOULOS, Christos K.; BABIS, George C. The morphologic variations of low and high hip dislocation. *Clinical orthopaedics and related research*, 2008, vol. 466, no 4, p. 820-824.
35. XU, Haijun, et al. Femoral morphologic differences in subtypes of high developmental dislocation of the hip. *Clinical Orthopaedics and Related Research*®, 2010, vol. 468, no 12, p. 3371-3376.
36. WIBERG, Gunnar. Studies on dysplastic acetabula and congenital subluxation of the hip joint: with special reference to the complication of osteoarthritis. *Acta Chir Scand*, 1939, vol. 83, no 58, p. 53-68.
37. DELAUNAY, S., et al. Radiographic measurements of dysplastic adult hips. *Skeletal radiology*, 1997, vol. 26, no 2, p. 75-81.
38. MCROBBIE, Donald W., et al. *MRI from Picture to Proton*. Cambridge university press, 2006.
39. CLOHISY, John C., et al. Incidence and characteristics of femoral deformities in the dysplastic hip. *Clinical orthopaedics and related research*, 2009, vol. 467, no 1, p. 128-134.
40. WELLER, Siegfried. Joint-Preserving and Joint-Replacing Procedures: Why, When, and Which? A Challenging and Responsible Decision. En *Treatment of Osteoarthritic Change in the Hip*. Springer Japan, 2007. p. 137-146.
41. BRÜCKL, Reinhard. Eine Abgrenzung normaler und dysplastischer Hüftgelenke durch den Hüftwert: Auswertungen d. Röntgenbilder v. 1779 Hüftgelenken Jugendlicher zwischen 5 u. 20 Jahren. na, 1972.
42. BUSSE, J.; GASTEIGER, W.; TÖNNIS, D. Eine neue methode zur röntgenologischen beurteilung eines hüftgelenkes—der hüftwert. Archiv für orthopädische und Unfall-Chirurgie, mit besonderer Berücksichtigung der Frakturenlehre und der orthopädisch-chirurgischen Technik, 1972, vol. 72, no 1, p. 1-9.
43. EFTEKHAR NS (1993). Congenital dysplasia and dislocation in total hip arthroplasty. Mosby, St. Louis, pp 925-963.
44. DIEPPE, P., et al. Knee replacement surgery for osteoarthritis: effectiveness, practice variations, indications and possible determinants of utilization. *Rheumatology*, 1999, vol. 38, no 1, p. 73-83.
45. Wiles P. The surgery of the osteoarthritic hip. *Br J Surg* 1958; 45: 488–97.
46. BERRY, Daniel J., et al. Twenty-five-year survivorship of two thousand consecutive primary Charnley total hip replacements. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 2002, vol. 84, no 2, p. 171-177.
47. Callaghan JJ, Albright JC, Goetz DD, Olejniczak JP, Johnston RC. Charnley total hip arthroplasty with cement: minimum twenty-five-year follow up. *J Bone Joint Surg Am* 2000; 82: 487–97.
48. Coventry MB. Foreword. In Amutz HC, ed. *Hip arthroplasty*. New York: Churchill Livingstone, 1991.
49. SACKETT, David L., et al. Evidence based medicine: what it is and what it isn't. *BMJ: British Medical Journal*, 1996, vol. 312, no 7023, p. 71.

50. CAMPBELL, Pat; SHEN, Fu-Wen; MCKELLOP, Harry. Biologic and tribologic considerations of alternative bearing surfaces. *Clinical orthopaedics and related research*, 2004, vol. 418, p. 98-111.
51. CLARKE, Ian C.; GUSTAFSON, Allen. Clinical and hip simulator comparisons of ceramic-on-polyethylene and metal-on-polyethylene wear. *Clinical orthopaedics and related research*, 2000, vol. 379, p. 34-40.
52. WROBLEWSKI, B. M., et al. Prospective clinical and joint simulator studies of a new total hip arthroplasty using alumina ceramic heads and cross-linked polyethylene cups. *Journal of Bone & Joint Surgery, British Volume*, 1996, vol. 78, no 2, p. 280-285.
53. ANISSIAN, H. Lucas, et al. Metal-on-metal bearing in hip prosthesis generates 100-fold less wear debris than metal-on-polyethylene. *Acta Orthopaedica*, 1999, vol. 70, no 6, p. 578-582.
54. GLÜCK, T. Referat über die Durch das Moderne Chirurgische Experiment Gewonnenen Positiven Resultaten, Betreffende die Naht und den Ersatz von Defekten Höherer Gewebe, Sowie über die Verwerthung Resorbirbarer und Lebendiger Tampons in der Chirurgie. *Arch Klin Chir* 1891; 41: 186. 22.
55. SMITH-PETERSEN, M. N. Evolution of mould arthroplasty of the hip joint. *Journal of Bone & Joint Surgery, British Volume*, 1948, vol. 30, no 1, p. 59-75.
56. CHARNLEY, J. Anchorage of the femoral head prosthesis to the shaft of the femur. *J Bone Joint Surg Br*, 1960, 42B, p. 28-30.
57. CHARNLEY, John. *Low friction arthroplasty of the hip: theory and practice*. Springer Science & Business Media, 2012.
58. MALONEY, WILLIAM J., et al. Bone lysis in well-fixed cemented femoral components. *Journal of Bone & Joint Surgery, British Volume*, 1990, vol. 72, no 6, p. 966-970.
59. JASTY, MURALI J., et al. Localized osteolysis in stable, non-septic total hip replacement. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 1986, vol. 68, no 6, p. 912-919.
60. JONES, LYNNE C.; HUNGERFORD, David S. Cement disease. *Clinical orthopaedics and related research*, 1987, vol. 225, p. 192-206.
61. LAVERNIA, Carlos, et al. Thigh pain in primary total hip arthroplasty: the effects of elastic moduli. *The Journal of arthroplasty*, 2004, vol. 19, no 7, p. 10-16.
62. BOURNE, R. B., et al. Pain in the thigh following total hip replacement with a porous-coated anatomic prosthesis for osteoarthritis. A five-year follow-up study. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 1994, vol. 76, no 10, p. 1464-1470.
63. KEAVENY, Tony M.; BARTEL, Donald L. Mechanical consequences of bone ingrowth in a hip prosthesis inserted without cement. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 1995, vol. 77, no 6, p. 911-923.
64. SCHMALZRIED, T. P.; JASTY, Murali; HARRIS, William H. Periprosthetic bone loss in total hip arthroplasty. Polyethylene wear debris and the concept of the effective joint space. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 1992, vol. 74, no 6, p. 849-863.

65. MCAULEY, James P.; CULPEPPER, William J.; ENGH, Charles A. Total Hip Arthroplasty: Concerns with Extensively Porous Coated Femoral Components. *Clinical orthopaedics and related research*, 1998, vol. 355, p. 182-188.
66. CAMPBELL, A. C., et al. Thigh pain after cementless hip arthroplasty. Annoyance or ill omen. *Journal of Bone & Joint Surgery, British Volume*, 1992, vol. 74, no 1, p. 63-66.
67. CALLAGHAN, John J., et al. Charnley total hip arthroplasty with cement: minimum twenty-five-year follow-up. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 2000, vol 82, no 4, p. 487-497.
68. ESPEHAUG, B., et al. The type of cement and failure of total hip replacements. *Journal of Bone & Joint Surgery, British Volume*, 2002, vol. 84, no 6, p. 832-838.
69. HERBERTS, P.; KÄRRHOLM, J.; GARELLICK, G. The Swedish National Hip Arthroplasty Register: annual report 2004. Sahlgrenska: Sahlgrenska University Hospital, 2005.
70. BOURNE, Robert B., et al. Tapered titanium cementless total hip replacements: a 10-to 13-year followup study. *Clinical orthopaedics and related research*, 2001, vol. 393, p. 112-120.
71. PARVIZI, Javad, et al. Primary total hip arthroplasty with an uncemented femoral component: a long-term study of the Taperloc stem. *The Journal of arthroplasty*, 2004, vol. 19, no 2, p. 151-156.
72. CAPELLO, William N., et al. Ten-Year Results with hydroxyapatite-coated total hip femoral components in patients less than fifty years old: a concise follow-up of a previous report. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 2003, vol. 85, no 5, p. 885-889.
73. KEARNS, S. R., et al. Factors affecting survival of uncemented total hip arthroplasty in patients 50 years or younger. *Clinical orthopaedics and related research*, 2006, vol. 453, p. 103-109.
74. BOURNE, R. B., et al. The Harris Design-2 Total Hip Replacement Fixed with So-Called Second-Generation Cementing Techniques. A Ten to Fifteen-Year Follow-up. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 1998, vol. 80, no 12, p. 1775-80.
75. Klapach, Aimee S., et al. Charnley total hip arthroplasty with use of improved cementing techniques. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 2001, vol. 83, no 12, p. 1840-1848.
76. ROSENBERG, Aaron G. Fixation for the millennium: The hip. *The Journal of arthroplasty*, 2002, vol. 17, no 4, p. 3-5.
77. BRAGDON, Charles R., et al. The John Charnley Award: The Efficacy of BMP-2 to Induce Bone Ingrowth in a Total Hip Replacement Model. *Clinical orthopaedics and related research*, 2003, vol. 417, p. 50-61.
78. BRAGDON, Charles R., et al. Biologic fixation of total hip implants: insights gained from a series of canine studies. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 2004, vol. 86, no suppl 2, p. 105-117.
79. JASTY, Murali, et al. Porous-Coated Uncemented Components in Experimental Total Hip Arthroplasty in Dogs: Effect of Plasma-Sprayed Calcium Phosphate Coatings on Bone Ingrowth. *Clinical orthopaedics and related research*, 1992, vol. 280, p. 300-309.
80. SALEH, Khaled J., et al. Complications of total hip arthroplasty. *American journal of orthopedics (Belle Mead, NJ)*, 2002, vol. 31, no 8, p. 485-488.
81. DEHART, Marc M.; RILEY, L. H. Nerve injuries in total hip arthroplasty. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 1999, vol. 7, no 2, p. 101-111.

82. SCHMALZRIED, Thomas P.; NOORDIN, Shahryar; AMSTUTZ, Harlan C. Update on nerve palsy associated with total hip replacement. *Clinical orthopaedics and related research*, 1997, vol. 344, p. 188-206.
83. SHARMA, Dinesh K., et al. Vascular injuries in total hip replacement arthroplasty: a review of the problem. *American journal of orthopedics (Belle Mead, NJ)*, 2003, vol. 32, no 10, p. 487-491.
84. PATTERSON, B. M., et al. Cardiac arrest during hip arthroplasty with a cemented long-stem component. A report of seven cases. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 1991, vol. 73, no 2, p. 271-277.
85. PAIEMENT, G. D. Prevention and treatment of venous thromboembolic disease complications in primary hip arthroplasty patients. *Instructional course lectures*, 1997, vol. 47, p. 331-335.
86. WENT, P.; KRISMER, M.; FRISCHHUT, B. Recurrence of infection after revision of infected hip arthroplasties. *Journal of Bone & Joint Surgery, British Volume*, 1995, vol. 77, no 2, p. 307-309.
87. DEMOS, Harry A., et al. Instability in primary total hip arthroplasty with the direct lateral approach. *Clinical orthopaedics and related research*, 2001, vol. 393, p. 168-180.
88. MORREY, B. F. Difficult Complications after Hip Joint Replacement: Dislocation. *Clinical orthopaedics and related research*, 1997, vol. 344, p. 172-187.
89. MA, G.-F., et al. Expression of ADAM9 (meltrin-γ) around aseptically loosened total hip replacement implants. *Rheumatology*, 2006, vol. 45, no 7, p. 808-814.
90. TEREFEENKO, Kevin M., et al. Polyethylene liner exchange for excessive wear and osteolysis. *The Journal of arthroplasty*, 2002, vol. 17, no 6, p. 798-804.
91. GREIDANUS, N. V., et al. Principles of management and results of treating the fractured femur during and after total hip arthroplasty. *Instructional course lectures*, 2002, vol. 52, p. 309-322.
92. BUSCH, C. A., et al. Fractures of distally-fixed femoral stems after revision arthroplasty. *Journal of Bone & Joint Surgery, British Volume*, 2005, vol. 87, no 10, p. 1333-1336.
93. HECK, David A., et al. Prosthetic component failures in hip arthroplasty surgery. *The Journal of arthroplasty*, 1995, vol. 10, no 5, p. 575-580.
94. ABRAHAM, W. D.; DIMON 3RD, J. H. Leg length discrepancy in total hip arthroplasty. *The Orthopedic clinics of North America*, 1992, vol. 23, no 2, p. 201-209.
95. IORIO, Richard; HEALY, William L. Heterotopic ossification after hip and knee arthroplasty: risk factors, prevention, and treatment. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 2002, vol. 10, no 6, p. 409-416.
96. HORWITZ, Brett R., et al. A prospective randomized comparison of two surgical approaches to total hip arthroplasty. *Clinical orthopaedics and related research*, 1993, vol. 291, p. 154-163.
97. NAYAK, K. Naresh K., et al. Prevalence of heterotopic ossification in cemented versus noncemented total hip joint replacement in patients with osteoarthritis: a randomized clinical trial. *Canadian journal of surgery*, 1997, vol. 40, no 5, p. 368.

98. BROKER, A. F., et al. Ectopic ossification following total hip replacement. Incidence and a method of classification. *J Bone Joint Surg A*, 1973, vol. 55, p. 1629-34.
99. HARTOFILAKIDIS, George; STAMOS, Konstantinos; KARACHALIOS, Theofilos. Treatment of High Dislocation of the Hip in Adults with Total Hip Arthroplasty. Operative Technique and Long-Term Clinical Results. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 1998, vol. 80, no 4, p. 510-7.
100. BOLDER, Stefan BT, et al. Cemented total hip arthroplasty with impacted morcellized bone-grafts to restore acetabular bone defects in congenital hip dysplasia. *The journal of arthroplasty*, 2001, vol. 16, no 8, p. 164-169.
101. RODRÍGUEZ, Enrique Martínez; JIMÉNEZ, José Paz. *Urgencias quirúrgicas: contribuciones al X Curso de Avances en Cirugía: Oviedo, junio de 1999*. Universidad de Oviedo, 2000.
102. SOFUE, Muroto; ENDO, Naoto. Total Hip Arthroplasty for High Congenital Dislocation of the Hip: Report of Cases Treated with New Techniques. En *Treatment of Osteoarthritic Change in the Hip*. Springer Japan, 2007. p. 221-238.
103. FREDIN, H. A. N. S., et al. Total hip arthroplasty in high congenital dislocation. 21 hips with a minimum five-year follow-up. *Journal of Bone & Joint Surgery, British Volume*, 1991, vol. 73, no 3, p. 430-433.
104. GARVIN, K. L., et al. Long-term results of total hip arthroplasty in congenital dislocation and dysplasia of the hip. A follow-up note. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 1991, vol. 73, no 9, p. 1348-1354.
105. MULROY, R. D.; HARRIS, W. H. Failure of acetabular autogenous grafts in total hip arthroplasty. Increasing incidence: a follow-up note. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 1990, vol. 72, no 10, p. 1536-1540.
106. GERBER, S. D.; HARRIS, W. H. Femoral head autografting to augment acetabular deficiency in patients requiring total hip replacement. A minimum five-year and an average seven-year follow-up study. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 1986, vol. 68, no 8, p. 1241-1248.
107. HADDAD, F. S., et al. Primary total replacement of the dysplastic hip. *Instructional course lectures*, 1999, vol. 49, p. 23-39.
108. DUNN, HAROLD K.; HESS, W. E. Total hip reconstruction in chronically dislocated hips. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 1976, vol. 58, no 6, p. 838-845.
109. MOLLI, Ryan G., et al. A short tapered stem reduces intraoperative complications in primary total hip arthroplasty. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 2012, vol. 470, no 2, p. 450-461.
110. GHERA, STEFANO; PAVAN, Laura. The DePuy Proxima hip: a short stem for total hip arthroplasty. Early experience and technical considerations. *Hip international: the journal of clinical and experimental research on hip pathology and therapy*, 2008, vol. 19, no 3, p. 215-220.
111. ETtinger, Max, et al. The NANOS short stem in total hip arthroplasty: a mid term follow-up. *Hip international: the journal of clinical and experimental research on hip pathology and therapy*, 2010, vol. 21, no 5, p. 583-586.

- 112.FANG, Christian, et al. Cementless total hip arthroplasty specifically designed for Asians: clinical and radiologic results at a mean of 10 years. *The Journal of arthroplasty*, 2010, vol. 25, no 6, p. 873-879.
- 113.BIANT, Leela C., et al. Primary total hip arthroplasty in severe developmental dysplasia of the hip. Ten-year results using a cementless modular stem. *The Journal of arthroplasty*, 2009, vol. 24, no 1, p. 27-32.
- 114.DECKING, R., et al. Total hip arthroplasty in congenital dysplasia of the hip: follow-up of a small-dimensioned, cemented straight stem. *Zeitschrift fur Orthopadie und ihre Grenzgebiete*, 2005, vol. 144, no 4, p. 380-385.
- 115.IIDA, H., et al. Cemented total hip arthroplasty with acetabular bone graft for developmental dysplasia LONG-TERM RESULTS AND SURVIVORSHIP ANALYSIS. *Journal of Bone & Joint Surgery, British Volume*, 2000, vol. 82, no 2, p. 176-184.
- 116.KLAPACH, A. S., et al. Total hip arthroplasty with cement and without acetabular bone graft for severe hip dysplasia. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 2005, vol. 87, no 2, p. 280-285.
- 117.WOOLSON, STEVEN T.; HARRIS, W. H. Complex total hip replacement for dysplastic or hypoplastic hips using miniature or microminiature components. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 1983, vol. 65, no 8, p. 1099-1108.
- 118.BISHOP, Nicholas E., et al. Biomechanics of short hip endoprostheses—the risk of bone failure increases with decreasing implant size. *Clinical Biomechanics*, 2010, vol. 25, no 7, p. 666-674.
- 119.Técnica de arriba y abajo. Esquema y pasos técnicos. *Journal of Arthroplasty*, 1997, p. 880-888.
- 120.RORABECK C, Burnet S.: Total Hip Arthroplasty: High Hip Dislocation in Advanced Reconstruction Hip. Eds Liberman R and Berry D. American Academy of Orthopaedic Surgeons. 2005:121-129.
- 121.PAAVILAINEN, Timo. Total hip replacement for developmental dysplasia of the hip: How I do it. *Acta orthopaedica Scandinavica*, 1997, vol. 68, no 1, p. 77-84.
- 122.TOKGOZOGLU, A. M.; CAGLAR, O. Total hip replacement in high riding developmental dysplasia of the hip: cementless total hip arthroplasty with femoral shortening using a subtrochanteric resection. *Hip international: the journal of clinical and experimental research on hip pathology and therapy*, 2006, vol. 17, p. S111-8.
- 123.CHERUBINO, P.; ZATTI, G.; D'ANGELO, F., et al: "Conus" uncemented ítem in developmental hip dysplasia. *Hip Internacional*, 2007, vol. 17, p. 134-137.
- 124.BENAZZO, F., et al. Modular stems in DDH. *Hip international: the journal of clinical and experimental research on hip pathology and therapy*, 2006, vol. 17, p. S138-41.
- 125.RESTREPO GIRALDO, Nicolás; GUZMAN MORAL, Ricardo. Artroplastia total de cadera asociada a osteotomía femoral supracondilea en luxaciones altas. Técnica quirúrgica y presentación de casos. *Rev. colomb. ortop. traumatol*, 2004, vol. 18, no 3, p. 52-60.
- 126.BERRY, Daniel J. Total hip arthroplasty in patients with proximal femoral deformity. *Clinical orthopaedics and related research*, 1999, vol. 369, p. 262-272.

127. BERT, Jack M. Custom total hip arthroplasty. *The Journal of arthroplasty*, 1996, vol. 11, no 8, p. 905-915.
128. REUBEN, Jeffrey D., et al. A knowledge-based computer-aided design and manufacturing system for total hip replacement. *Clinical orthopaedics and related research*, 1992, vol. 285, p. 48-56.
129. WETTSTEIN, Michael, et al. Three-dimensional computed cementless custom femoral stems in young patients: midterm followup. *Clinical orthopaedics and related research*, 2005, vol. 437, p. 169-175.
130. GAU, M., et al. Treatment of chronic hip dislocation in adults by recentered total prosthesis. Apropos of 43 cases. *Revue de chirurgie orthopedique et reparatrice de l'appareil moteur*, 1987, vol. 74, no 5, p. 391-401.
131. HUO, M. H., et al. Custom-designed femoral prostheses in total hip arthroplasty done with cement for severe dysplasia of the hip. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 1993, vol. 75, no 10, p. 1497-1504.
132. KAWATE, Kenji, et al. Computed tomography-based custom-made stem for dysplastic hips in Japanese patients. *The Journal of arthroplasty*, 2009, vol. 24, no 1, p. 65-70.
133. SAKAI, Takashi, et al. The custom femoral component is an effective option for congenital hip dysplasia. *Clinical orthopaedics and related research*, 2006, vol. 451, p. 146-153.
134. AKBAR, Michael, et al. Custom stems for femoral deformity in patients less than 40 years of age: 70 hips followed for an average of 14 years. *Acta orthopaedica*, 2009, vol. 80, no 4, p. 420-425.
135. **McMinn Centre** [Internet]. Disponible en: <http://www.mcminncentre.co.uk/>
136. DANIEL, J.; PYNSENT, P. B.; MCMINN, D. J. W. Metal-on-metal resurfacing of the hip in patients under the age of 55 years with osteoarthritis. *Journal of Bone & Joint Surgery, British Volume*, 2004, vol. 86, no 2, p. 177-184.
137. WYNESS, Laura, et al. The effectiveness of metal on metal hip resurfacing: a systematic review of the available evidence published before 2002. *BMC health services research*, 2004, vol. 4, no 1, p. 39.
138. Kálmán Tóth and Gellért Sohár (2013). Short-Stem Hip Arthroplasty, Arthroplasty - Update, Prof. Plamen Kinov (Ed.), ISBN: 978-953-51-0995-2, InTech, DOI: 10.5772/53134. Disponible en: <http://www.intechopen.com/books/arthroplasty-update/short-stem-hip-arthroplasty>
139. SANTORINI, N., et al. Bone preservation with a conservative metaphyseal loading implant. *Hip International*, 2006, vol 16, suppl 3, p. 16-22.
140. KHANUJA, Harpal S., et al. Cementless femoral fixation in total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am*, 2011, vol. 93, no 5, p. 500-509.
141. PIPINO, Francesco. The bone-prosthesis interaction. *Journal of Orthopaedics and Traumatology*, 2000, vol. 1, no 1, p. 3-9.
142. MAI, Kenny T., et al. Cementless femoral fixation in total hip arthroplasty. *Am. J. Orthop*, 2010, vol. 39, no 3, p. 126-130.
143. LEALI, Alex, et al. The effect of a lateral flare feature on implant stability. *International orthopaedics*, 2002, vol. 26, no 3, p. 166-169.

- 144.MCELROY, Mark J., et al. Short and standard stem prostheses are both viable options for minimally invasive total hip arthroplasty. *Bulletin of the NYU hospital for joint diseases*, 2011, vol. 69, no 1, p. S68.
- 145.KIM, Y.-H., et al. Total hip replacement with a short metaphyseal-fitting anatomical cementless femoral component in patients aged 70 years or older. *Journal of Bone & Joint Surgery, British Volume*, 2011, vol. 93, no 5, p. 587-592.
- 146.D'IMPORZANO, M.; PIERANNUNZII, L. Minimally invasive total hip replacement. *Journal of Orthopaedic Traumatology*, 2006, vol.7, p. 42–50.
- 147.SOFUE, M.; ENDO, N. Total Hip Prosthesis in Congenital Dysplasia of the Hip. New Technique. *Hip Joint*, 1989, vol. 15, p. 267-274.
- 148.FAUR, Cosmin, et al. Rapid prototyping technique in the preoperative planning for total hip arthroplasty with custom femoral components. *Wiener klinische Wochenschrift*, 2013, vol. 125, no 5-6, p. 144-149.
- 149.LANCASTER, H. O. Expectations of life. Berlin Heidelberg New York: Springer, 1990.
- 150.COOPER, Campion; CAMPION, G.; MELTON III, LJ1992. Hip fractures in the elderly: a world-wide projection. *Osteoporosis international*, 1992, vol. 2, no 6, p. 285-289.
- 151.JOHNELL, Olof, et al. Age and sex patterns of hip fracture-changes in 30 years. *Acta Orthopaedica*, 1984, vol. 55, no 3, p. 290-292.
- 152.ZETTERBERG, Carl; ELMERSON, Stefan; ANDERSSON, Gunnar BJ. Epidemiology of Hip Fractures in Goteborg, Sweden, 1940-1983. *Clinical orthopaedics and related research*, 1984, vol. 191, p. 43-52.
- 153.HOFFENBERG, R., et al. Fractured neck of femur: Prevention and management. Summary and recommendations of a report of the Royal College of Physicians. *Journal of the Royal College of Physicians of London*, 1989, vol. 23, no 1, p. 8-14.
- 154.ERDEMLI, Bülent, et al. Total hip arthroplasty in developmental high dislocation of the hip. *The Journal of arthroplasty*, 2005, vol. 20, no 8, p. 1021-1028.
- 155.ESKELINEN, Antti, et al. Cementless total hip arthroplasty in patients with high congenital hip dislocation. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 2006, vol. 88, no 1, p. 80-91.
- 156.KIM, Young-Hoo; KIM, Jun-Shik. Total hip arthroplasty in adult patients who had developmental dysplasia of the hip. *The Journal of arthroplasty*, 2005, vol. 20, no 8, p. 1029-1036.
- 157.MAKITA, Hiroyuki, et al. Results on total hip arthroplasties with femoral shortening for Crowe's group IV dislocated hips. *The Journal of arthroplasty*, 2007, vol. 22, no 1, p. 32-38.
- 158.Argenson JN: Planing préopératoire et technique chirurgicale pour arthroplastie total de hanche non cimentée dans les developements dysplasiques de hanche. Arthroplastie totales de hanche primaire techniquement difficile. 3 forum Institut Marcel Kerboul. Paris. Febrero 2005.
- 159.ARGENSON, J.-N., et al. Three-dimensional anatomy of the hip in osteoarthritis after developmental dysplasia. *Journal of Bone & Joint Surgery, British Volume*, 2005, vol. 87, no 9, p. 1192-1196.

- 160.XENAKIS, Theodore A., et al. Neglected congenital dislocation of the hip: role of computed tomography and computer-aided design for total hip arthroplasty. *The Journal of arthroplasty*, 1996, vol. 11, no 8, p. 893-898.
- 161.Macheras G, Kousostathis S.: Surgery of the adult dysplastic hip. Uncemented total Hip Arthroplasty. En: *Displasia de cadera del Adulto*. 2011. ISBN 978-84-615-0125-0.
- 162.NYSTED, Mona, et al. Small and similar amounts of micromotion in an anatomical stem and a customized cementless femoral stem in regular-shaped femurs: A 5-year follow-up randomized RSA study. *Acta orthopaedica*, 2014, vol. 85, no 2, p. 152-158.
- 163.**STRYKER** [Internet]. Disponible en: www.stryker.com
- 164.**Institute of Mechanics and Computational Mechanics** [Internet]. Disponible en: <http://www.ibnm.uni-hannover.de/en/research/biomechanics/image-reconstruction-finite-element-modelling/details/>
- 165.WITHEY, D. J.; KOLES, Z. J. Medical image segmentation: Methods and software. En *Noninvasive Functional Source Imaging of the Brain and Heart and the International Conference on Functional Biomedical Imaging, 2007. NFSI-ICFBI 2007. Joint Meeting of the 6th International Symposium on*. IEEE, 2007. p. 140-143.
- 166.**NEMA** [Internet]. Disponible en: <http://dicom.nema.org/standard.html>
- 167.**Internet Analysis Tools Registry** [Internet]. Disponible en: <http://archive.is/eDVpu>
- 168.**Software Segment CT** [Internet]. Disponible en: <http://medviso.com/products/ct>
- 169.**Software ITK-Snap** [Internet]. Disponible en: <http://www.itksnap.org/pmwiki/pmwiki.php>
- 170.YUSHKEVICH, Paul A., et al. User-guided 3D active contour segmentation of anatomical structures: significantly improved efficiency and reliability. *Neuroimage*, 2006, vol. 31, no 3, p. 1116-1128.
- 171.**Software Medical Imaging Tool Kit** [Internet]. Disponible en: www.mitk.net
- 172.**Software Niftyseg** [Internet]. Disponible en: <http://cmictig.cs.ucl.ac.uk/wiki/index.php/NiftySeg>
- 173.**Software 3D Slicer** [Internet]. Disponible en: www.slicer.org
- 174.PRINCICH, Juan Pablo, et al. Rapid and efficient localization of depth electrodes and cortical labeling using free and open source medical software in epilepsy surgery candidates. *Frontiers in neuroscience*, 2013, vol. 7.
- 175.**RMR Systems** [Internet]. Disponible en: <http://www.rmrsystems.co.uk>
- 176.**Biomedical Imaging Resource** [Internet]. Disponible en: <http://www.mayo.edu/bir/Software/Analyze/Analyze.html>
- 177.**Clinica Mayo** [Internet]. Disponible en: <http://www.mayoclinic.org/>
- 178.**Software Mimics** [Internet]. Disponible en: <http://biomedical.materialise.com/mimics>
- 179.KANG, MyungJin, et al. Accurate simulation of hip joint range of motion. En *Computer Animation, 2002. Proceedings of*. IEEE, 2002. p. 215-219.

180. RHO, J. Y.; HOBATHO, M. C.; ASHMAN, R. B. Relations of mechanical properties to density and CT numbers in human bone. *Medical engineering & physics*, 1995, vol. 17, no 5, p. 347-355.
181. HELGASON, Benedikt, et al. A modified method for assigning material properties to FE models of bones. *Medical engineering & physics*, 2008, vol. 30, no 4, p. 444-453.
182. JOHNSON, P. T., et al. Three-dimensional CT: real-time interactive volume rendering. *AJR. American journal of roentgenology*, 1996, vol. 167, no 3, p. 581-583.
183. PAKDEL, Amirreza, et al. Generalized method for computation of true thickness and x-ray intensity information in highly blurred sub-millimeter bone features in clinical CT images. *Physics in medicine and biology*, 2012, vol. 57, no 23, p. 8099.
184. TUNCER, Mahmut; HANSEN, Ulrich N.; AMIS, Andrew A. Prediction of structural failure of tibial bone models under physiological loads: Effect of CT density–modulus relationships. *Medical engineering & physics*, 2014, vol. 36, no 8, p. 991-997.
185. ZANNONI, Cinzia; MANTOVANI, Raffaella; VICECONTI, Marco. Material properties assignment to finite element models of bone structures: a new method. *Medical Engineering & Physics*, 1999, vol. 20, no 10, p. 735-740.
186. ODGAARD, Anders. Three-dimensional methods for quantification of cancellous bone architecture. *Bone*, 1997, vol. 20, no 4, p. 315-328.
187. VICECONTI, Marco, et al. A comparative study on different methods of automatic mesh generation of human femurs. *Medical engineering & physics*, 1998, vol. 20, no 1, p. 1-10.
188. LENGSELD, Mea, et al. Comparison of geometry-based and CT voxel-based finite element modelling and experimental validation. *Medical engineering & physics*, 1998, vol. 20, no 7, p. 515-522.
189. WIRTZ, Dieter Christian, et al. Critical evaluation of known bone material properties to realize anisotropic FE-simulation of the proximal femur. *Journal of biomechanics*, 2000, vol. 33, no 10, p. 1325-1330.
190. MORGAN, Elise F.; BAYRAKTAR, Harun H.; KEAVENY, Tony M. Trabecular bone modulus–density relationships depend on anatomic site. *Journal of biomechanics*, 2003, vol. 36, no 7, p. 897-904.
191. FONSECA, E. M. M.; LIMA, M. J.; BARREIRA, Luísa. Human femur assessment using isotropic and orthotropic materials dependent of bone density. 2009. Disponible en: <http://hdl.handle.net/10198/1664>
192. SITTHISERIPRATIP, Kriskrai, et al. Finite element study of trochanteric gamma nail for trochanteric fracture. *Medical engineering & physics*, 2003, vol. 25, no 2, p. 99-106.
193. CARTER, D. R.; ORR, T. E.; FYHRIE, D. P. Relationships between loading history and femoral cancellous bone architecture. *Journal of Biomechanics*, 1989, vol. 22, no 3, p. 231-244.
194. DEMPSTER, Wilfrid T.; LIDDICOAT, Richard T. Compact bone as a non-isotropic material. *American Journal of Anatomy*, 1952, vol. 91, no 3, p. 331-362.
195. BARGREN, John H.; BASSETT, C. Andrew L.; GJELSVIK, Atle. Mechanical properties of hydrated cortical bone. *Journal of biomechanics*, 1974, vol. 7, no 3, p. 239-245.
196. WIRTZ, Dieter Christian, et al. Concept and development of an orthotropic FE model of the proximal femur. *Journal of biomechanics*, 2003, vol. 36, no 2, p. 289-293.

197. MARANGALOU, Javad Hazrati, et al. A novel approach to estimate trabecular bone anisotropy using a database approach. *Journal of biomechanics*, 2013, vol. 46, no 14, p. 2356-2362.
198. BACA, Vaclav, et al. Comparison of an inhomogeneous orthotropic and isotropic material models used for FE analyses. *Medical engineering & physics*, 2008, vol. 30, no 7, p. 924-930.
199. CARTER, Dennis R.; HAYES, Wilson C. The compressive behavior of bone as a two-phase porous structure. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 1977, vol. 59, no 7, p. 954-962.
200. LOTZ, Jeffrey C.; GERHART, Tobin N.; HAYES, Wilson C. Mechanical properties of trabecular bone from the proximal femur: a quantitative CT study. *Journal of computer assisted tomography*, 1990, vol. 14, no 1, p. 107-114.
201. HODGSKINSON, R.; CURREY, J. D. Young's modulus, density and material properties in cancellous bone over a large density range. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 1992, vol. 3, no 5, p. 377-381.
202. CODY, D. C., et al. Predictive value of proximal femoral bone densitometry in determining local orthogonal material properties. *Journal of biomechanics*, 1996, vol. 29, no 6, p. 753-761.
203. HELGASON, Benedikt, et al. Mathematical relationships between bone density and mechanical properties: a literature review. *Clinical Biomechanics*, 2008, vol. 23, no 2, p. 135-146.
204. MAROM, Shlomo A.; LINDEN, Martin J. Computer aided stress analysis of long bones utilizing computed tomography. *Journal of biomechanics*, 1990, vol. 23, no 5, p. 399-404.
205. KOURTIS, Lampros C., et al. A new software tool (VA-BATTS) to calculate bending, axial, torsional and transverse shear stresses within bone cross sections having inhomogeneous material properties. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, 2008, vol. 11, no 5, p. 463-476.
206. TADDEI, Fulvia, et al. Subject-specific finite element models of long bones: an in vitro evaluation of the overall accuracy. *Journal of biomechanics*, 2006, vol. 39, no 13, p. 2457-2467.
207. TESTI, Debora, et al. Border-tracing algorithm implementation for the femoral geometry reconstruction. *Computer methods and programs in biomedicine*, 2001, vol. 65, no 3, p. 175-182.
208. VICECONTI, Marco, et al. Automatic generation of accurate subject-specific bone finite element models to be used in clinical studies. *Journal of biomechanics*, 2004, vol. 37, no 10, p. 1597-1605.
209. KLUSS, Daniel, et al. A convenient approach for finite-element-analyses of orthopaedic implants in bone contact: modeling and experimental validation. *Computer methods and programs in biomedicine*, 2009, vol. 95, no 1, p. 23-30.
210. TAYLOR, W. R., et al. Determination of orthotropic bone elastic constants using FEA and modal analysis. *Journal of Biomechanics*, 2002, vol. 35, no 6, p. 767-773.
211. CHERKAEV, Elena; BONIFASI-LISTA, Carlos. Characterization of structure and properties of bone by spectral measure method. *Journal of biomechanics*, 2011, vol. 44, no 2, p. 345-351.

- 212.THEVENOT, Jérôme, et al. A novel methodology for generating 3D finite element models of the hip from 2D radiographs. *Journal of biomechanics*, 2014, vol. 47, no 2, p. 438-444.
- 213.PAPATHANASOPOULOU, V. A.; FOTIADIS, D. I.; MASSALAS, C. V. THE FINITE ELEMENT METHOD IN THE QUANTIFICATION OF THE LOADING SITUATION IN THE HUMAN FEMUR. *Scattering and Biomedical Engineering: Modeling and Applications: Corfu, Greece, 18-19 October 2001*, 2002, p. 372.
- 214.**Foro de consulta Materialise** [Internet]. Disponible en: <http://uc.materialise.com/mimics/node/1812>
- 215.BERGMANN, G., et al. Hip contact forces and gait patterns from routine activities. *Journal of biomechanics*, 2001, vol. 34, no 7, p. 859-871.
- 216.BERGMANN, G., et al. Realistic loads for testing hip implants. *Bio-medical materials and engineering*, 2009, vol. 20, no 2, p. 65-75.
- 217.HELLER, Markus O., et al. Influence of femoral anteversion on proximal femoral loading: measurement and simulation in four patients. *Clinical biomechanics*, 2001, vol. 16, no 8, p. 644-649.
- 218.LENAERTS, Gerlinde, et al. Subject-specific hip geometry affects predicted hip joint contact forces during gait. *Journal of biomechanics*, 2008, vol. 41, no 6, p. 1243-1252.
- 219.DELP, Scott L., et al. How superior placement of the joint center in hip arthroplasty affects the abductor muscles. *Clinical orthopaedics and related research*, 1996, vol. 328, p. 137-146.
- 220.BERGMANN, Graichen; GRAICHEN, F.; ROHLMANN, A. al. Is staircase walking a risk for the fixation of hip implants?. *Journal of biomechanics*, 1995, vol. 28, no 5, p. 535-553.
- 221.FRAYSSE, François, et al. Comparison of global and joint-to-joint methods for estimating the hip joint load and the muscle forces during walking. *Journal of biomechanics*, 2009, vol. 42, no 14, p. 2357-2362.
- 222.CRISTOFOLINI, Luca, et al. Influence of thigh muscles on the axial strains in a proximal femur during early stance in gait. *Journal of biomechanics*, 1995, vol. 28, no 5, p. 617-624.
- 223.STOLK, Jan, et al. Can finite element models detect clinically inferior cemented hip implants?. *Clinical orthopaedics and related research*, 2003, vol. 409, p. 138-150.
- 224.HELLER, M. O., et al. Determination of muscle loading at the hip joint for use in pre-clinical testing. *Journal of biomechanics*, 2005, vol. 38, no 5, p. 1155-1163.
- 225.BURKE, Dennis W., et al. Micromotion of cemented and uncemented femoral components. *Journal of Bone & Joint Surgery, British Volume*, 1991, vol. 73, no 1, p. 33-37.
- 226.MORLOCK, M., et al. Duration and frequency of every day activities in total hip patients. *Journal of biomechanics*, 2001, vol. 34, no 7, p. 873-881.
- 227.DUDA, Georg N.; SCHNEIDER, Erich; CHAO, Edmund YS. Internal forces and moments in the femur during walking. *Journal of biomechanics*, 1997, vol. 30, no 9, p. 933-941.
- 228.KASSI, Jean-Pierre, et al. Stair climbing is more critical than walking in pre-clinical assessment of primary stability in cementless THA in vitro. *Journal of biomechanics*, 2005, vol. 38, no 5, p. 1143-1154.

229. BÜHLER, D. W.; OXLAND, T. R.; NOLTE, L.-P. Design and evaluation of a device for measuring three-dimensional micromotions of press-fit femoral stem prostheses. *Medical engineering & physics*, 1997, vol. 19, no 2, p. 187-199.
230. HELLER, M. O., et al. Musculo-skeletal loading conditions at the hip during walking and stair climbing. *Journal of biomechanics*, 2001, vol. 34, no 7, p. 883-893.
231. **Philips Medical Systems** [Internet]. Disponible en: <http://www.philips.nl/healthcare>
232. **Software Solidworks** [Internet]. Disponible en: www.solidworks.es
233. **Software 3-Matic** [Internet]. Disponible en: <http://biomedical.materialise.com/3-matic-0>
234. **Software Ansys** [Internet]. Disponible en: <http://www.ansys.com/>
235. **Software Neteous** [Internet]. Disponible en: <http://www.neteous.com/>
236. CAMPOS, Francisco Forriol. *Manual de cirugía ortopédica y traumatología*. Ed. Médica Panamericana, 2010.
237. **SOCINSER** [Internet]. Disponible en: <http://www.socinser.com/>
238. SMITH, Scott G.; KABO, J. Michael; KILGUS, Douglas J. Effects of distal femoral centralizers on bone—cement in total hip arthroplasty: An experimental analysis of cement—centralizer bonding, cement void formation, and crack propagation. *The Journal of arthroplasty*, 1996, vol. 11, no 6, p. 687-692.
239. DIGIOVANNI, Christopher W.; GARVIN, Kevin L.; PELLICCI, Paul M. Femoral preparation in cemented total hip arthroplasty: reaming or broaching?. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 1999, vol. 7, no 6, p. 349-357.
240. LANGE, D. R. The mechanical bonding of methylmethacrylate to cancellous bone. Effect of a hemostatic agent. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 1979, vol. 61, no 2, p. 254-256.
241. SIERRA, Rafael J.; TIMPERLEY, John A.; GIE, Graham A. Contemporary cementing technique and mortality during and after Exeter total hip arthroplasty. *The Journal of arthroplasty*, 2009, vol. 24, no 3, p. 325-332.
242. BREUSCH, S. J., et al. Lavage technique in total hip arthroplasty: jet lavage produces better cement penetration than syringe lavage in the proximal femur. *The Journal of arthroplasty*, 2000, vol. 15, no 7, p. 921-927.
243. ROBERTS, Donald W.; POSS, Robert; KELLEY, Kathleen. Radiographic comparison of cementing techniques in total hip arthroplasty. *The Journal of arthroplasty*, 1986, vol. 1, no 4, p. 241-247.
244. WIXSON, Richard L. Do We Need to Vacuum Mix or Centrifuge Cement?. *Clinical orthopaedics and related research*, 1992, vol. 285, p. 84-90.
245. DAVIES, J. P., et al. The effect of centrifuging bone cement. *Journal of Bone & Joint Surgery, British Volume*, 1989, vol. 71, no 1, p. 39-42.
246. CROWNINSHIELD, Roy D.; TOLBERT, James R. Cement strain measurement surrounding loose and well-fixed femoral component stems. *Journal of biomedical materials research*, 1983, vol. 17, no 5, p. 819-828.
247. PELLETIER, Matthew H., et al. Pore distribution and material properties of bone cement cured at different temperatures. *Acta biomaterialia*, 2010, vol. 6, no 3, p. 886-891.

- 248.COULTRUP, Oliver J., et al. Accounting for inclusions and voids allows the prediction of tensile fatigue life of bone cement. *Journal of biomechanical engineering*, 2009, vol. 131, no 5, p. 051007.
- 249.MCCASKIE, A. W., et al. Cement pressurisation during hip replacement. *Journal of Bone & Joint Surgery, British Volume*, 1997, vol. 79, no 3, p. 379-384.
- 250.WEBER, BERNHARD G. Pressurized cement fixation in total hip arthroplasty. *Clinical orthopaedics and related research*, 1988, vol. 232, p. 87-95.
- 251.JEFFERS, Jonathan RT, et al. Cement mantle fatigue failure in total hip replacement: experimental and computational testing. *Journal of Biomechanics*, 2007, vol. 40, no 7, p. 1525-1533.
- 252.STOLK, Jan, et al. Finite element and experimental models of cemented hip joint reconstructions can produce similar bone and cement strains in pre-clinical tests. *Journal of Biomechanics*, 2002, vol. 35, no 4, p. 499-510.
- 253.SHEPARD, Michael F.; KABO, J. Michael; LIEBERMAN, Jay R. Influence of Cement Technique on the Interface Strength of Femoral Components. *Clinical orthopaedics and related research*, 2000, vol. 381, p. 26-35.
- 254.MCKIBBIN, B. The biology of fracture healing in long bones. En *J Bone Joint Surg Br*. 1978.
- 255.CLAES, L. E.; HEIGELE, C. A. Magnitudes of local stress and strain along bony surfaces predict the course and type of fracture healing. *Journal of biomechanics*, 1999, vol. 32, no 3, p. 255-266.
- 256.LUTZ, Claes, et al. Influence of size and stability of the osteotomy gap on the success of fracture healing. *Journal of orthopaedic research*, 1997, vol. 15, no 4, p. 577.
- 257.GOODSHIP, Allen E.; CUNNINGHAM, James L.; KENWRIGHT, John. Strain rate and timing of stimulation in mechanical modulation of fracture healing. *Clinical orthopaedics and related research*, 1998, vol. 355, p. S105-S115.
- 258.Familia de Implantes Exeter [internet]. Disponible en: <http://www.stryker.com/en-us/products/Orthopaedics/HipReplacement/Primary/Cemented/ExeterCemented/index.htm>
- 259.SANDVIK [Internet]. Disponible en: <http://smt.sandvik.com/en/>
- 260.PAREKH, Jugal, et al. In vitro investigation of friction at the interface between bone and a surgical instrument. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 2013, p. 0954411913483260.
- 261.CHEN, Dave W., et al. Biomechanical consideration of total hip arthroplasty following failed fixation of femoral intertrochanteric fractures—A finite element analysis. *Medical engineering & physics*, 2013, vol. 35, no 5, p. 569-575.
- 262.NELSON, Thomas; WANG, Erke. Reliable FE-Modeling with ANSYS. En *Proceedings of the International ANSYS Conference*. 2004.
- 263.RAMOS, A.; SIMOES, J. A. Tetrahedral versus hexahedral finite elements in numerical modelling of the proximal femur. *Medical engineering & physics*, 2006, vol. 28, no 9, p. 916-924.

- 264.FAGAN, M. J.; JULIAN, S.; MOHSEN, A. M. Finite element analysis in spine research. *Proceedings of the institution of mechanical engineers, part h: journal of engineering in medicine*, 2002, vol. 216, no 5, p. 281-298.
- 265.STANSFIELD, B. W., et al. Direct comparison of calculated hip joint contact forces with those measured using instrumented implants. An evaluation of a three-dimensional mathematical model of the lower limb. *Journal of Biomechanics*, 2003, vol. 36, no 7, p. 929-936.
- 266.GRAICHEN, F.; BERGMANN, G.; ROHLMANN, A. Patient monitoring system for load measurement with spinal fixation devices. *Medical engineering & physics*, 1996, vol. 18, no 2, p. 167-174.
- 267.DAMM, Philipp, et al. Total hip joint prosthesis for in vivo measurement of forces and moments. *Medical engineering & physics*, 2010, vol. 32, no 1, p. 95-100.
- 268.**Merete Medical Group** [Internet]. Disponible en: <http://www.merete-medical.com>
- 269.SCHMIDT, J.; HACKENBROCH, M. H. The Cenos hollow stem in total hip arthroplasty: first experiences in a prospective study. *Archives of orthopaedic and trauma surgery*, 1994, vol. 113, no 3, p. 117-120.
- 270.GRAICHEN, Friedmar; BERGMANN, Georg; ROHLMANN, Antonius. Hip endoprosthesis for in vivo measurement of joint force and temperature. *Journal of Biomechanics*, 1999, vol. 32, no 10, p. 1113-1117.
- 271.LU, Tung-Wu, et al. Influence of muscle activity on the forces in the femur: an in vivo study. *Journal of Biomechanics*, 1997, vol. 30, no 11, p. 1101-1106.
- 272.GÖTZE, Christian, et al. Primary stability in cementless femoral stems: custom-made versus conventional femoral prosthesis. *Clinical Biomechanics*, 2002, vol. 17, no 4, p. 267-273.
- 273.HODGE, W. A., et al. Contact pressures in the human hip joint measured in vivo. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 1986, vol. 83, no 9, p. 2879-2883.
- 274.KRAM, Rodger, et al. Force treadmill for measuring vertical and horizontal ground reaction forces. *Journal of applied physiology*, 1998, vol. 85, no 2, p. 764-769.
- 275.FLUIT, René, et al. Prediction of ground reaction forces and moments during various activities of daily living. *Journal of biomechanics*, 2014, vol. 47, no 10, p. 2321-2329.
- 276.**Kistler** [Internet]. Disponible en: <http://www.kistler.com/>
- 277.FABER, Gert S., et al. A force plate based method for the calibration of force/torque sensors. *Journal of biomechanics*, 2012, vol. 45, no 7, p. 1332-1338.
- 278.MCCRORY, Jean L.; WHITE, Scott C.; LIFESO, Robert M. Vertical ground reaction forces: objective measures of gait following hip arthroplasty. *Gait & posture*, 2001, vol. 14, no 2, p. 104-109.
- 279.QUEEN, Robin M., et al. The effect of total hip arthroplasty surgical approach on postoperative gait mechanics. *The Journal of arthroplasty*, 2011, vol. 26, no 6, p. 66-71.
- 280.FURLONG, Laura-Anne M.; HARRISON, Andrew J. A motion analysis marker-based method of determining centre of pressure during two-legged hopping. *Journal of biomechanics*, 2014, vol. 47, no 8, p. 1904-1908.

281. MODENESE, L.; PHILLIPS, A. T. M.; BULL, A. M. J. An open source lower limb model: hip joint validation. *Journal of biomechanics*, 2011, vol. 44, no 12, p. 2185-2193.
282. HURWITZ, Debra E.; FOUCHER, Kharma C.; ANDRIACCHI, Thomas P. A new parametric approach for modeling hip forces during gait. *Journal of biomechanics*, 2003, vol. 36, no 1, p. 113-119.
283. BASSEY, E. J.; LITTLEWOOD, J. J.; TAYLOR, S. J. G. Relations between compressive axial forces in an instrumented massive femoral implant, ground reaction forces, and integrated electromyographs from vastus lateralis during various 'osteogenic' exercises. *Journal of biomechanics*, 1997, vol. 30, no 3, p. 213-223.