



**UNIVERSIDAD CARLOS III DE MADRID  
ESCUELA POLITÉCNICA SUPERIOR**

**DEPARTAMENTO DE INGENIERÍA MECÁNICA**

**INGENIERÍA TÉCNICA INDUSTRIAL MECÁNICA  
PROYECTO FIN DE DE CARRERA**

**SIMULACIÓN DEL COMPORTAMIENTO MECÁNICO  
DE UNA PRÓTESIS DE CADERA POR EL MÉTODO DE  
ELEMENTOS FINITOS**

**Autora: Virginia Jorge Zorita  
Tutora: M<sup>a</sup> Belén Muñoz Abella**

**Mayo 2011**

## AGRADECIMIENTOS

Éstas son las últimas páginas de una historia que no ha llegado a escribirse, aunque el hecho de que no esté sobre papel no implica que no se haya vivido. No tengo más que palabras llenas de agradecimiento para los que han formado parte de cada hito que le ha dado forma. Y no sólo forma, sino también olor, textura, sabor y sentimiento. Incluso el olvido ha querido dejar su huella en ella. Pero el gran protagonista de cada coma, cada punto y cada expresión, es sin duda el recuerdo. Porque sólo esa cajita que llevamos dentro y que yo he llenado hasta límites incalculables, podría narrar sin pausas esta etapa.

Ha sido un camino largo, quizá demasiado, pero las circunstancias así lo quisieron. Cada piedra que en él hubo, cada bache que lo marcaba y cada obstáculo que lo caracterizó, convirtieron lo que comenzó siendo una intrépida aventura, en largas batallas que parecieron no tener fin.

Pero ahora que casi puedo mirar hacia atrás con perspectiva desde lo que algún día fue el horizonte, es cuando sin duda puedo asegurar que la sensación que me embriaga es indescriptible. Porque por fin puedo sentir que el coraje ha conseguido que la rendición que incansable se mostró, se torne un lastre del que ya se puede deshacer.

Echo la vista atrás. Aún el dolor es demasiado fuerte. No puedo ver a quien conmigo empezó este futuro ya hecho presente. Mi compañero de luchas y conquistas, mi fiel aliado, mi consejero, mi cómplice, mi fuerza para levantarme en cada tropiezo, mi aliento, mi amigo. Sólo él supo convertir el “no te rindas nunca” en una realidad vivida. Porque conseguíamos ser uno, porque sentíamos ser uno.

A ti, papá, va dedicada cada gota de sangre que pierdo en la lucha de cada día. Pero he de sincerarme contigo. Este punto y final jamás habría sido posible si nuestro pilar no hubiera resistido movimientos de fuerza incalculable, mamá. Sentí sus palabras como hiel sobre la herida cuando me hundía sin querer siquiera salvarme. Porque tu sombra era tan inmensa que su silueta se perdía entre la oscuridad de la pena, de la pérdida y de la resignación. La rabia fue capaz de apoderarse de cualquier ápice naciente que combatiera contra la ira hacia aquel que se había atrevido a quitarte de mi lado, a privarme de tu esencia. Y hay algo que no ha cambiado... me quedó tanto por aprender...

Hoy sólo puedo confesarte que aquel cuerpo al que dábamos forma, está recobrando el corazón. Porque tú eras la fuerza que lo movía, y aunque estuvo parado durante un tiempo que se me antojó eterno, hemos sido capaces de darle vida de nuevo. Nada es igual. No lo será nunca. Siempre tendrá carencias de tu hálito. Pero donde quiera que estés, sin duda alguna, sé que serás capaz de unirme a lo que ambas somos ahora.

Porque sólo tengo agradecimiento a cuantos esfuerzos inmundos hicisteis al crear esta familia, a lo que me ofrecisteis para convertirme en lo que soy. Porque me enseñasteis a que nadie puede imponer desde fuera cuán lejos se puede llegar. Por todo ello, y por no haber palabras suficientes que expresen la cuantía de mi gratitud, gracias.

A ti, mamá, no sólo debo incluirte en los agradecimientos, debo hacerlo además en las disculpas. Porque no supe ver tu dolor. Porque no supe aferrarme a tu fuerza. Porque no quise entender que aún estabas tú. Que no te habías ido al llegar el llanto. Con esto sólo espero poder hacerte ver que al fin caí en la cuenta. Porque el punto y final lo escribimos juntas.

Aún así, mentiría si dijese que la soledad me abordó durante estos años. Sólo era un sentimiento vacío que tú, mi amor, fuiste capaz de llevar de la mano. En mitad de esta cruzada apareciste sin avisar. Mi alma estaba sumida en un profundo letargo, pero velaste cada instante de sueño que vivía despierta. Hay demasiadas cosas que anhelo hubieras conocido. Lo sabes, sé que en el fondo puedes sentir la pena que habla de ello. Y sin más razón, continúas aquí.

Hemos compartido muchas páginas de esta historia, multitud de sacrificios para que este momento viera la luz. Ya está, podemos acariciarlo con la yema de los dedos. Se acabó esta etapa. A partir de ahora seré yo quien vigile tu travesía en el ciclo que has comenzado. Porque nada me apetece más que ser tu fiel compañera de viaje. Es mi mejor forma de agradecerte cuanto has querido regalarme.

A ti abuelo... no soy capaz tan siquiera de decírtelo con estas líneas. Sólo sentía que estabas ahí. Tu humilde parquedad de elocuencias era mi escudo. Siempre sentí que respirarías por mí si así lo necesitara. Cuando tú sentías, yo sentía, y cuando mi corazón dejaba de latir, tu calidez lo avivaba.

Y a ti Pablo... porque eres mi hombro en la distancia, mi espada en la batalla y mi amigo en esta historia. En ésta y en las muchas que seguiré escribiendo al cerrar capítulos. Es reconfortante saber que nada te ha alejado de mí, ni siquiera mi intención de hacerlo. Gracias por todo lo que compartimos.

Demasiada gente ha pasado por estos sempiternos ocho años de aventura. Sería una locura mencionarlos a todos, pero desde este pequeño homenaje: GRACIAS.

## ÍNDICE

1. Introducción.....	9
1.1. Motivación.....	9
1.2. Objetivos.....	11
1.3. Estructura del proyecto.....	13
2. Teoría de los biomateriales.....	15
2.1. Introducción .....	15
2.2. La evolución del campo de los biomateriales.....	16
2.3. Los biomateriales de hoy y mañana.....	20
2.4. Características de la ciencia y la ingeniería de biomateriales.....	24
2.5. Áreas específicas de estudio.....	25
2.5.1. Materiales metálicos.....	26
2.5.1.1. Aceros inoxidables.....	27
2.5.1.2. Aleaciones base Co-Cr.....	28
2.5.1.3. El titanio y sus aleaciones.....	29
2.5.1.4. Otros metales.....	30
2.5.2. Materiales cerámicos.....	31
2.5.2.1. Alúmina.....	32
2.5.2.2. Hidroxiapatita.....	33
2.5.2.3. Vitrocerámicas.....	35
2.5.2.4. Carburos.....	35
2.5.3. Materiales poliméricos.....	36
2.5.3.1. Poliolefinas.....	37
2.5.3.2. Poliamidas.....	38
2.5.3.3. Polímeros acrílicos.....	38
2.5.3.4. Cemento óseo.....	38
2.5.4. Gomas.....	39
2.5.4.1. Gomas naturales y sintéticas.....	39
2.5.4.2. Gomas de silicona.....	39
2.5.4.3. Termoplásticos de alta resistencia.....	39
3. Teoría de los implantes. Prótesis de cadera.....	40
3.1. Introducción (substitución articular).....	40
3.2. La prótesis de cadera.....	45
3.3. Cronología de los implantes de cadera.....	46
3.4. Recubrimiento poroso de la prótesis no cementada de cadera.....	53
3.5. Prótesis de Lord.....	57
3.6. Artroplastia de cadera para enfermos jóvenes. Prótesis de cadera de su- perficie.....	63
3.7. Desarrollo tecnológico de prótesis femorales en aleaciones metálicas biocompatibles.....	65
4. Modelado en 3D del implante.....	68
5. Método de los elementos finitos.....	73
5.1. Historia.....	74
5.2. Aplicación del MEF en ingeniería.....	75
5.3. Teoría del método.....	78

5.3.1. Conceptos.....	78
5.3.2. Fundamentos de los elementos finitos.....	80
5.3.3. Planteamiento del problema.....	81
5.3.4. Teoría de la Elasticidad.....	82
5.3.5. Ecuación integral de equilibrio. Principio trabajo virtuales.....	93
5.3.5.1. Ecuación de equilibrio de contorno.....	93
5.3.5.2. Ecuación de equilibrio interno.....	95
5.3.5.3. Hipótesis de la Teoría de Elasticidad Lineal.....	97
5.3.5.4. Ley de Hooke unidimensional.....	97
5.3.5.5. Ecuación constitutiva elástica lineal. Ley de Hooke generalizada.....	99
5.3.5.6. Principio de los Trabajos Virtuales.....	100
5.4. Fases del método.....	100
6. Desarrollo y simulación del modelo.....	102
6.1. Herramientas a utilizar.....	102
6.2. Trabajo a desarrollar.....	103
6.3. Modelo definitivo de prótesis.....	106
6.3.1. Características geométricas y propiedades mecánicas.....	106
6.3.2. Proceso de modelado.....	107
6.3.2.1. Mallado de componentes del modelo a simular.....	107
6.3.2.2. Tipos de elementos. Contactos.....	112
6.4. Estados de carga.....	113
7. Análisis de resultados.....	113
7.1. Introducción.....	113
7.2. Resultados.....	114
7.2.1. Tensiones.....	115
7.2.1.1. $Ti_6Al_4V$ .....	116
7.2.1.2. Acero inoxidable 316L.....	120
7.2.1.3. $Ti_{35}Nb_7Zr_5Ta$ .....	125
7.2.2. Deformaciones.....	128
7.2.2.1. $Ti_6Al_4V$ .....	130
7.2.2.2. Acero inoxidable 316L.....	131
7.2.2.3. $Ti_{35}Nb_7Zr_5Ta$ .....	133
8. Conclusiones y trabajos futuros.....	135
8.1. Conclusiones.....	135
8.2. Líneas futuras de investigación.....	137
9. Bibliografía.....	140

Anexo I: Simulation Report

Anexo II: Normativa IRAM 9422-3

Anexo III: Planos modelo geométrico

## ÍNDICE DE IMÁGENES

Imagen 1.: Misma dolencia con diferentes implantes de cadera.....	16
Imagen 2.: Útiles médicos de bronce datados en el s. I a.C.....	17
Imagen 3.: Aspecto poroso de la hidroxiapatita.....	21
Imagen 4.: Microscopía de fuerza atómica.....	23
Imagen 5.: Microscopía efecto túnel.....	24
Imagen 6.: Disciplinas que participan en la ciencia e ingeniería de los biomateriales.....	25
Imagen 7.: Algunos ejemplos de implantes metálicos.....	26
Imagen 8.: Implantes temporales (placas, tornillos, clavos.....)	27
Imagen 9.: Prótesis dentales.....	29
Imagen 10.: Prótesis de cadera recubierta de hidroxiapatita.....	34
Imagen 11.: Polímeros híbridos orgánico-inorgánico. Compuestos híbridos moleculares.....	37
Imagen 12.: Cotilo de prótesis de cadera.....	37
Imagen 13.: De izquierda a derecha: prótesis parcial de cadera y prótesis total de cadera.....	42
Imagen 14.: De izquierda a derecha: prótesis de tobillo, prótesis de codo y prótesis de hombro.....	44
Imagen 15.: Reemplazo articular de cadera de Grooves.....	46
Imagen 16.: De izquierda a derecha: Prótesis de Thompson y prótesis de Moore.....	47
Imagen 17.: Prótesis de Charnley.....	48
Imagen 18.: Componentes acetabular y femoral tratados con bombardeo a alta velocidad.....	49
Imagen 19.: Radiografía de una prótesis de cadera fallada por fatiga..	52
Imagen 20.: Prótesis de cadera tipo Mittelmier.....	53
Imagen 21.: Osteointegración en implante de cadera.....	55
Imagen 22.: Diferentes tipos de vástagos.....	59
Imagen 23.: Cabeza femoral para la semi.cadera y la cadera total.....	60
Imagen 24.: Anillo metálico para prótesis de cadera.....	60
Imagen 25.: Núcleo de polietileno para prótesis de cadera.....	61
Imagen 26.: Explosionado prótesis de cadera.....	61
Imagen 27.: Rotura de cuello femoral en prótesis de superficie.....	64
Imagen 28.: Pie de rey digital.....	68
Imagen 29.: Prótesis de cadera realizada en CAD.....	69
Imagen 30.: Fotografía de la réplica real de la prótesis.....	70
Imagen 31.: Elementos femorales realizados en CAD.....	70
Imagen 32.: Fotografía del componente femoral.....	71
Imagen 33.: Núcleo de polietileno realizado en CAD.....	71
Imagen 34.: Fotografía del núcleo de polietileno patrón.....	72
Imagen 35.: Anillo metálico realizado en CAD.....	72
Imagen 36.: Fotografía del anillo metálico físico.....	73
Imagen 37.: Simulación de un golpe sobre un cráneo humano.....	76
Imagen 38.: Simulación numérica de la interacción fluido-estructura...	77

Imagen 39.: Simulación numérica sobre el fuselaje de un avión F16....	77
Imagen 40.: Esquema conceptual.....	79
Imagen 41.: Concepto de Medio Continuo.....	83
Imagen 42.: Configuración del medio continuo.....	84
Imagen 43.: Campo material de desplazamiento.....	85
Imagen 44.: Tensor gradiente de deformación.....	86
Imagen 45.: Deformaciones longitudinales.....	89
Imagen 46.: Deformaciones tangenciales.....	89
Imagen 47.: Fuerzas másicas.....	90
Imagen 48.: Vector tensión en el punto P.....	91
Imagen 49.: Tensor de tensiones de Cauchy.....	91
Imagen 50.: Región propensa a la rotura.....	104
Imagen 51.: Ensamblaje modelo para simular.....	108
Imagen 52.: Ensamblaje modelo para simular mallado.....	108
Imagen 53.: Soporte con funcionalidad femoral.....	109
Imagen 54.: Soporte con funcionalidad femoral mallado.....	109
Imagen 55.: Componente femoral: vástago + cabeza.....	110
Imagen 56.: Componente femoral: vástago + cabeza mallado.....	110
Imagen 57.: Componente designado como carga.....	111
Imagen 58.: Componente mallado designado como carga.....	111
Imagen 59.: Posicionamiento de la carga sobre todo el conjunto.....	113
Imagen 60.: Curvas tensión-deformación función de T <sup>a</sup> para aleación de Ti.....	116
Imagen 61.: Tensión Von Misses (Ti <sub>6</sub> Al <sub>4</sub> V).....	117
Imagen 62.: Vector de tensiones para el Ti <sub>6</sub> Al <sub>4</sub> V.....	118
Imagen 63.: Zoom vector de tensiones para el Ti <sub>6</sub> Al <sub>4</sub> V.....	118
Imagen 64.: Tensión principal máxima para el Ti <sub>6</sub> Al <sub>4</sub> V.....	119
Imagen 65.: Tensión principal mínima para el Ti <sub>6</sub> Al <sub>4</sub> V.....	120
Imagen 66.: Tensión Von Misses para el Acero inoxidable 316L.....	121
Imagen 67.: Vector de tensiones para el Acero inoxidable 316L.....	122
Imagen 68.: Zoom en vector de tensiones para el Acero inoxidable 316L.....	123
Imagen 69.: Tensión principal máxima para el Acero inoxidable 316L...	124
Imagen 70.: Tensión principal mínima para el Acero inoxidable 316L...	124
Imagen 71.: Tensión Von Misses (Ti <sub>35</sub> Nb <sub>7</sub> Zr <sub>5</sub> Ta).....	125
Imagen 72.: Vector de tensiones para el Ti <sub>35</sub> Nb <sub>7</sub> Zr <sub>5</sub> Ta.....	126
Imagen 73.: Zoom en vector de tensiones para el Ti <sub>35</sub> Nb <sub>7</sub> Zr <sub>5</sub> Ta.....	126
Imagen 74.: Máxima tensión principal para el Ti <sub>35</sub> Nb <sub>7</sub> Zr <sub>5</sub> Ta.....	127
Imagen 75.: Mínima tensión principal para el Ti <sub>35</sub> Nb <sub>7</sub> Zr <sub>5</sub> Ta.....	128
Imagen 76.: "Total deformation" para el Ti <sub>6</sub> Al <sub>4</sub> V.....	130
Imagen 77.: "Directional deformation" (Y axis) para el Ti <sub>6</sub> Al <sub>4</sub> V.....	131
Imagen 78.: "Total deformation" para el Acero inoxidable 316L.....	132
Imagen 79.: "Directional deformation" (Y axis) para el Acero inoxidable 316L.....	133
Imagen 80.: "Total deformation" para el Ti <sub>35</sub> Nb <sub>7</sub> Zr <sub>5</sub> Ta .....	134
Imagen 81.: "Directional deformation" (Y axis) para el Ti <sub>35</sub> Nb <sub>7</sub> Zr <sub>5</sub> Ta ....	135

Imagen 82.: Cráneos humanos reproducidos con la tecnología impresión 3D..... 139

---

## ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1.: Biomateriales en el reemplazo de órganos.....	16
Tabla 2.: Propiedades mecánicas y densidad de los materiales metálicos y cerámicos para implantes.....	31
Tabla 3.: Valores representativos de valores mecánicos de biomateriales.....	34
Tabla 4.: Valores máximos de las fuerzas que se ejercen sobre la cadera y sobre la rodilla durante distintas actividades. Fuerza máxima sobre la articulación (en múltiplos de peso corporal).....	41
Tabla 5.: Desgaste lineal y volumétrico de los diferentes pares de fricción.....	44
Tabla 6.: Propiedades mecánicas de los materiales simulados.....	106
Tabla 7.: Valores numéricos obtenidos para cada material ensayado....	116
Tabla 8.: Valores numéricos de desplazamiento obtenidos para cada material ensayado.....	129

## 1. Introducción

### 1.1. Motivación

Desde tiempos remotos se conoce la inquietud que caracteriza a la sociedad en lo que a aspectos médicos refiere. Ya en el Antiguo Egipto tomaban nota de cuán prácticos eran algunos materiales en aplicaciones curativas, y de igual modo eran conscientes de las reacciones adversas que otros generaban en el organismo humano.

Posteriormente en la historia, el deseo de conocer un recurso para subsanar lesiones articulares dio paso a la investigación en los reemplazos óseos humanos. Así pues, a principios del siglo pasado se desarrolló un modelo a modo de copa metálica que pretendía hacer las veces de cabeza de fémur cuando la cadera se veía dañada. Fue en ese preciso instante cuando se comenzó a hablar de prótesis e implantes.

Pero el estudio de los rechazos que se producían en los pacientes afectados por esta nueva técnica, hizo que la sociedad médica e ingenieril se vieran en la necesidad de crear un vínculo que paliara tales rechazos.

Ésta es la razón que da sustento a que el diseño de modelos protésicos se vea fuertemente influenciado por el avance en la rama de biomateriales.

Por la inquietud que genera la mejora de la calidad de vida, tiene sentido que se hable de la ingeniería biomédica. No cabría otra opción que no fuese la creación de vínculos entre las distintas ramas de la ciencia para que esto fuera posible. Incluso, es de obligado cumplimiento que, sin vacilación alguna, se siga la pista a herramientas que antes se empleaban únicamente para el cálculo de estructuras, a la aplicación de los ya mencionados implantes. De esta forma se puede llegar a conocer una aproximación real del comportamiento que, bajo distintas cargas o condiciones, una prótesis ya implantada podría presentar.

Es así como el Método de Elementos Finitos (MEF) llega a formar parte del mundo de los reemplazos articulares. Y qué duda cabe, que ha sido en los últimos años cuando se ha conocido una mayor explotación de estos *softwares* en el sector, mejorando notablemente el diseño y análisis de proyectos médicos.

Tanto los programas de CAD como los de CAE permiten obtener diseños con una actividad de mayor compatibilidad para cada individuo. El método de los Elementos Finitos consigue reducir el número de prototipos necesarios en cada nueva propuesta de implante, e incluso, puede lograr que una personalización del diseño sea más factible dependiendo del paciente que requiera la intervención. En este sentido, hoy día adquieren una aportación fundamental en la bioingeniería, la cual resultará pilar esencial a tratar a lo largo de este trabajo.

## 1.2. Objetivos

El estudio del comportamiento de las prótesis de cadera debe contemplarse bajo un marco caracterizado por las condiciones inherentes al modelo simulado y a las que aporta el medio en el que serán implantadas. Es por ello, que en este Proyecto Final de Carrera (PFC) se presenta una simulación de un prototipo de implante de cadera en el que se varía el biomaterial que lo define. De igual modo, se muestra el patrón creado en formato 3D para su importación al software de simulación, sin el cual no hubiese sido posible el presente documento.

El objetivo principal de este trabajo, radica en el desarrollo de un modelo, empleando el programa Ansys Workbench, de análisis por el MEF, que sea capaz de emular la respuesta de un tipo de prótesis de cadera bajo condiciones de carga estática.

Para ello, se plantean tres casos o variaciones de biomaterial aplicado en el vástago y cabeza. La primera de ellas corresponde a un acero inoxidable 316L en estado semiduro. La segunda, plantea las características de una aleación de titanio típica determinada por la formulación  $Ti_6Al_4V$ . Y por último, se aplicará la simulación a una aleación de titanio beta ( $Ti_{35}Nb_7Zr_5Ta$ ) desarrollada en Estados Unidos.

Pero, puesto que para realizar una simulación de elementos finitos es necesaria una simplificación del modelo, una vez obtenidos los resultados se deberá discutir su fiabilidad en el ámbito del comportamiento mecánico.

En lo referente a los resultados, se mostrarán las tensiones y deformaciones que la carga establecida origina en el implante. Igualmente, se analizará la zona que sufre los máximos, y se procederá a una comparación con lo que acontece en un modelo real intervenido. Asimismo, se establecerá parangón con

otros estudios experimentales y de elementos finitos a los que se hace alusión en la bibliografía.

Por lo tanto, el fin al que se aspira es poder buscar una justificación a los cambios a los que el diseño está siendo sometido en estos últimos años, de nuevo afectando tanto a geometría como a su composición. Incluso, se comprobará como la zona de rotura bajo carga a fatiga (actividad real) es de localización casi exacta a la que se simula bajo carga estática.

Quedará patente pues, la aportación que el MEF tiene para con la sociedad médica en el sector biomecánico.

### 1.3. Estructura del proyecto

Con el designio de que la comprensión de este trabajo sea de dificultad nula, se ha procedido a la segmentación del mismo, siendo el resultado los capítulos siguientes: Introducción, Teoría de los biomateriales, Teoría de los implantes. Prótesis de cadera, Modelado en 3D del implante, Método de los elementos finitos, Desarrollo y Simulación del modelo, Análisis de los resultados, Conclusiones y Trabajos futuros, y, Bibliografía.

Conjuntamente, al final del documento escrito, se presentan los planos de cada una de las piezas del modelo realizado en SolidWorks, así como un explotado del mismo.

En el capítulo primero, que consta como Introducción se plantea lo que ha suscitado la motivación del trabajo y la finalidad que de éste se pretende extraer.

En el segundo de los capítulos, Teoría de los biomateriales, se describe el recorrido cronológico de la investigación en este campo, y se razona el porqué de la elección de los materiales actuales en los implantes contemporáneos. De igual forma, se presenta una breve recopilación de los materiales que están presentes en el mundo de la medicina.

En el tercer capítulo, se narra una cronología intensa del desarrollo evolutivo de las prótesis de cadera, pasando por sus orígenes a principios de la década de los veinte, hasta la actualidad, momento en el que está cobrando mayor auge tecnología innovadora en el sector.

En el cuarto capítulo, se muestran diversas imágenes del modelo que ha sido construido con herramientas CAD y que posteriormente se ha importado al estudio CAE.

En el quinto capítulo, se ofrecen unas reseñas completas de los que se conoce como métodos de elementos finitos. Se comienza con una introducción histórica, y se prolonga el contenido por la base teórica del tipo de análisis que se llevará a cabo en puntos siguientes.

En el sexto capítulo, se entra en profundidad al desarrollo y simulación del modelo. Se describen características de los materiales a ensayar y del mallado de componentes a simular.

En el séptimo capítulo, se debaten los resultados obtenidos, y se discute su validez empírica frente a la real.

En el octavo capítulo, se ofrecen las conclusiones de la totalidad del estudio, abarcando desde el correcto criterio de investigación que siguen los gremios de ingeniería y medicina conjuntamente, hasta las novísimas líneas de exploración que están dando su fruto por parte de grandes potencias.

Por último, aunque no menos importante por ello, se presenta en el noveno capítulo la bibliografía sin la cual este documento no hubiera visto la luz.

## 2. Teoría de los biomateriales

### 2.1. Introducción

Para comenzar con la descripción evolutiva de los biomateriales es necesaria una definición de los mismos. Se dice que un biomaterial es aquel material no biológico empleado en un dispositivo médico, destinado a interactuar con sistemas biológicos.

En este conjunto están englobados materiales muy diversos como los metales, los cerámicos o los polímeros, tanto naturales como sintéticos. Por lo general se utilizan en formato de materiales compuestos, en los que la asociación de dos o más sustancias con características propias da lugar a un nuevo material de propiedades superiores a las de cada uno de sus componentes. Estas propiedades estarán adaptadas al fin de la aplicación que se le quiera dar.

La duración y la forma del contacto que se establece con el organismo por parte de los biomateriales, suelen clasificarse como de uso temporal o permanente, y de localización intra o extracorpórea. Si la clasificación se realiza desde el punto de vista de su función pueden distinguirse dispositivos destinados al soporte, al diagnóstico o al tratamiento. Algunos biomateriales pueden ser considerados *medicamentos* al contener drogas, y otros al incluir células vivas constituyen los llamados *biomateriales híbridos*. En ocasiones pueden incluir compuestos capaces de responder a señales provenientes del medio biológico, estando entonces frente a materiales conocidos como *inteligentes*.

Aunque el término biomateriales tiene un campo de aplicación muy amplio, el que incumbe a este estudio será aquel que promueve la regeneración de tejidos o el reemplazamiento de órganos. A continuación, en la Imagen 1 se puede ver una radiografía de una pelvis con dos tipos diferentes de implantes para una misma dolencia. Esta imagen se complementa con una tabla (Tabla 1) de materiales de alta relevancia en aplicaciones médicas.



Imagen 1.: Misma dolencia con diferentes implantes de cadera

LOCALIZACIÓN	DISPOSITIVO	ETIOLOGÍA	MATERIALES
ESQUELETO	Placa craneal	Traumatismo	Acrílico, Ti (malla)
	Articulaciones de rodilla, dedos y otras	Artritis, traumatismo	Compuestos PE-fibra de carbono, PU, silicona
	Placas de fijación de fracturas		Aceros, aleaciones Ti-Al-V, acrílicos, PE ultra densidad, dacrón <sup>1</sup>
	Reparación de huesos		Hidroxiapatita,acrílico
	Tendones artificiales	Tendinitis, traumatismo	Silicona, poliéster
	Músculo pasivo artificial	Atrofia muscular, traumatismo	Silicona, poliéster

Tabla 1.: Biomateriales en el reemplazo de órganos

## 2.2. La evolución del campo de los biomateriales

El empleo de materiales para la elaboración de utensilios se asocia a la historia de la humanidad desde tiempos remotos y dio lugar al desarrollo de tecnolog-

<sup>1</sup> Dacrón: Fibra sintética a base de poliéster muy utilizada para fabricar tejidos.

fas, las cuales en muchos casos definieron la evolución de las grandes civilizaciones.

El paso inicial del progreso de las nuevas disciplinas de la ciencia e ingeniería de materiales ocurrió en la década de los cincuenta, con la utilización de procedimientos empíricos que trataban de adaptar materiales convencionales a aplicaciones médicas. Esto generó una respuesta al desafío planteado por la necesidad de producir dispositivos biomédicos de alto rendimiento.

Sin embargo, el empleo de materiales no biológicos en medicina es muy anterior a esta fecha, situándose sus primeros antecedentes documentables en el siglo XXX a.C. en la ciudad de Egipto. En adición a estos datos cabe hacer constar que las civilizaciones clásicas de Grecia y Roma (siglo VII a.C. a siglo IV d.C.) ya usaron materiales no biológicos, en particular, metales y otros materiales naturales para el tratamiento de heridas y de algunas dolencias. Un ejemplo de útiles específicos médicos puede ser visto en la Imagen 2.



Imagen 2.: Útiles médicos de bronce datados en el s. I a.C.

Ya en la era moderna, en la Europa del siglo XVI se emplearon el oro y la plata para la reparación dental y, más tarde, hilos de hierro para la inmovilización de fracturas óseas. A finales del siglo XIX hubo un fuerte impulso a la búsqueda

de metales que pudieran ser utilizados en el interior del cuerpo, debido a los avances tecnológicos, en particular el desarrollo de la anestesia y de los rayos X. Pero al poco tiempo de la aplicación de *metales* a este fin, aparecieron inconvenientes causados por la corrosión, o bien porque los metales carecían de las propiedades mecánicas necesarias para que el dispositivo cumpliera adecuadamente la función para la que fue diseñado. La solución a estos inconvenientes fue investigar nuevas aleaciones metálicas como las de cromo-cobalto o los aceros inoxidables 18% Ni- 8% Cr. Hacia 1940 se mejoró la resistencia a la corrosión de los aceros mediante el agregado de 2-4% de molibdeno. Hacia 1960 se redujo la cantidad de carbono en estos aceros inoxidables a menos del 0,03%, lográndose así una importante mejoría adicional. Posteriormente, la introducción del titanio y de sus aleaciones con niobio y tantalio, extendió el campo de aplicación de los metales.

La aplicación de *biomateriales no metálicos* comenzó también tempranamente. Ya en la Edad Media se emplearon en ligaduras destinadas a detener hemorragias. Su desenvolvimiento se aceleró a principios de este siglo con el descubrimiento de materiales destinados a la fabricación de hilos de sutura capaces de ser degradados y absorbidos por el propio organismo. Sin embargo la investigación de materiales útiles de prótesis e implantes sólo surge tras la Segunda Guerra Mundial como consecuencia del perfeccionamiento del conocimiento en ciencia y tecnología de materiales.

El factor que marcó el fuerte desarrollo de materiales implantables durante este periodo fue la enorme demanda producida por la necesidad de rehabilitar a millones de inválidos de guerra. Paralelamente coincidió con avances en otros terrenos. Entre ellos cabe mencionar la investigación y el desarrollo de nuevos materiales, los *poliméricos*, la disminución del riesgo de infecciones motivada por los antibióticos y los adelantos en el conocimiento de los procesos biológicos desencadenados como consecuencia del contacto de la materia viva con el biomaterial.

El hecho de que la inclusión de partículas metálicas en los cuerpos de los soldados heridos era bien tolerada, otorgó a los médicos un criterio empírico que sirvió como justificación de los implantes metálicos en el cráneo o en fracturas. Otro suceso que condujo al desarrollo de las lentes intraoculares fabricadas con polímero vítreo, fue la comprobación de que los pilotos de guerra no sufrieron alteraciones en la funcionalidad del ojo frente a inclusiones oculares de este material. Hoy en día este tipo de lentes es considerado uno de los implantes más exitosos.

Durante las décadas de los 40 y los 50 la investigación y el desarrollo de implantes estuvo exclusivamente en manos de cirujanos, ya que algunos de los implantes concebidos y probados con la dirección de profesionales médicos están todavía en uso.

A comienzos de los 60 se publicó el primer estudio sobre las lesiones provocadas por la presencia de un implante, e hizo su aparición el término *biocompatibilidad* para definir el grado de tolerancia de material por parte de la materia viva. La determinación de este término requiere la realización de una serie de ensayos de acuerdo con protocolos preestablecidos y del posterior análisis estadístico de los resultados obtenidos.

A finales de los 60, se produjo una incorporación por parte de los ingenieros en los laboratorios médicos, quirúrgicos y dentales, y sus contribuciones comenzaron a aparecer en la literatura biomédica. En 1969 se marca el punto de partida de la necesaria integración de las disciplinas complementarias a la ingeniería y a la medicina para el desarrollo de materiales biomédicos. La influencia de este ingreso se evidenció en la aplicación de técnicas para caracterizar la estructura y la superficie de los materiales. También se constató, con la incorporación de los materiales cerámicos para el reemplazo de partes óseas y con el desarrollo de materiales compuestos.

En 1978 tuvo lugar el Primer Congreso Internacional sobre biomateriales. Ése fue el principio de un crecimiento notable en el número de trabajos presentados y en el número y nivel de los recursos humanos formados en el área.

### 2.3. Los biomateriales de hoy y mañana

Gran parte de los materiales empleados hoy en día en dispositivos médicos constituyen materias primas estándar que se usan no sólo en medicina sino en otras y muy variadas áreas de la producción industrial. Cabe destacar de entre ellas unas veinte formulaciones básicas que se aplican en biomateriales, de las cuales catorce de ellas son poliméricas, cuatro metálicas y dos cerámicas.

Los polímeros son materiales constituidos por macromoléculas formadas por la unión entre sí de moléculas pequeñas llamadas monómeros. Una práctica habitual, es designar a un polímero en particular anteponiendo el prefijo poli al nombre del monómero que lo forma. Así, se define el polietileno como la asociación de moléculas de etileno. La unión de los monómeros puede dar lugar a cadenas lineales, a cadenas ramificadas o a redes. Es esta asociación de monómeros la que determina las propiedades del polímero y, por lo tanto, su utilidad para diversas aplicaciones. Algunos de los principales polímeros empleados en medicina son: el polietileno de baja densidad, el polietileno de ultra-alto peso molecular o el policloruro de vinilo.

En referencia a los materiales metálicos se destacan los aceros inoxidable tipo 316L, las aleaciones cobalto y cromo, las aleaciones titanio, aluminio y vanadio y las aleaciones cobalto, níquel, cromo y molibdeno.

Haciendo alusión a los cerámicos, decir que son materiales inorgánicos formados por elementos metálicos y no metálicos unidos principalmente por enlaces iónicos (electrostáticos) y uniones covalentes (electrones compartidos). Los cerámicos suelen tener gran estabilidad física frente al oxígeno, el agua, los medios ácidos, alcalinos y salinos, y los solventes orgánicos. Son muy resistentes

al desgaste y generalmente se comportan como buenos aislantes térmicos y eléctricos. Todas estas propiedades son ventajosas para su aplicación como biomateriales. Recientemente han adquirido una gran importancia como candidatos para la fabricación de implantes, destacando en esta categoría la alúmina, el carbón pirolítico, la hidroxiapatita (se desarrolla con posterioridad) y los vitrocerámicos. El aspecto superficial presentado por la hidroxiapatita es perceptible en la Imagen 3.

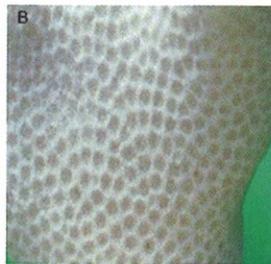


Imagen 3.: Aspecto poroso de la hidroxiapatita coralina

Ninguno de los materiales mencionados hasta ahora fue en su origen diseñado para ser aplicado en medicina, a pesar de que han demostrado ser clínicamente aceptables. Pueden ser considerados como condenados a su extinción y progresivo reemplazo por nuevos y más eficaces materiales que surgirán de los actuales procedimientos de desarrollo racional en los que se pueda controlar la naturaleza de la respuesta biológica a generar. Se pretende adecuar la interacción del material con el medio biológico con el que estará en contacto.

En el transcurso de los años se ha demostrado que todo cuerpo extraño en el organismo causa alguna reacción biológica, desechando la definición antigua de material inerte que consideraba dentro de este grupo a los materiales que no producían daño ni reacción adversa en el individuo. En el caso de los materiales mencionados hasta ahora, la respuesta biológica es inespecífica y lenta, lo que confiere consecuencias impredecibles a largo plazo.

El desarrollo racional de un dispositivo o pieza implantable debe tener en cuenta los requerimientos de la aplicación y adoptar criterios racionales para la selección o diseño y desarrollo de los materiales. Debe considerar tanto la capacidad del material para adquirir de manera reproducible la forma que debe tener la pieza final, así como su biocompatibilidad y bioestabilidad.

Los términos biocompatibilidad y bioestabilidad hacen referencia a la reacción del tejido frente a la lesión. El enfoque que inicialmente se dio al concepto de biocompatibilidad fue el que se acostumbra a dar cuando se está buscando algo que en realidad no se sabe lo que es: se dice lo que no se quiere que sea, así con un enfoque de tipo negativo se decía que un biomaterial:

- No debía producir respuesta del sistema inmunitario
- No debía ser tóxico ni por sí mismo ni por los productos de su degradación
- No debía ser cancerígeno, ni a corto ni a largo plazo, ya fuese por sí mismo o por los productos de su degradación.
- No debía ser incompatible, médicamente hablando, no debía ser hemodinámicamente incompatible

Esta aproximación negativa no puede dar lugar a una metodología experimental que permita caracterizar el concepto de biocompatibilidad. Puesto que en ciencia es imprescindible evaluar cuantitativamente para poder comparar y tomar decisiones, se hacía necesario proceder a establecer criterios medibles. La comunidad científica ha venido trabajando en este sentido y a partir de la racionalización de los procesos que tienen lugar al entrar en contacto un biomaterial con los tejidos vivos circundantes, ha sido posible comenzar a establecer protocolos de ensayos que permiten medir, aunque sólo sea parcialmente el grado de compatibilidad, o en ciertos casos de toxicidad. Existen así en la literatura ensayos normalizados, aunque es todavía un reto para toda la comunidad científica que trabaja en este campo el llegar a una normativa completa en cuanto a los ensayos a realizar para poder asegurar la biocompatibilidad de un producto. Da-

do que la biocompatibilidad busca la aceptabilidad biológica, ésta puede examinarse a varios niveles de interacción:

- La interacción entre el material y los tejidos
- La reacción resultante de la degradación del material
- Factores mecánicos (elasticidad, tenacidad, etc.) o físicos

Además la interacción debe considerarse tanto del implante hacia el tejido como a la inversa. Cualquier riesgo biológico que pueda ser consecuencia de la utilización de biomateriales, depende de una serie de factores incluyendo el uso, frecuencia, duración de la exposición, cantidad o identidad de sustancias migradas al cuerpo humano así como la actividad biológica de dicha sustancia.

La aplicación de criterios racionales de diseño ha recibido un fuerte impulso con el desarrollo de técnicas tales como la microscopía de fuerza atómica y la microscopía de efecto túnel, dos procedimientos que permiten conocer la topografía y la organización de las moléculas en la superficie de un material con una resolución de nanómetros, lo que hace posible caracterizar la superficie de un material a escala atómica. Esta información, junto al conocimiento de cuáles son los procesos biológicos que se estimulan como consecuencia de la estructura química y la topografía de cada biomaterial, ha llevado al desarrollo de una nueva generación de biomateriales cuyo diseño se basa en la observación del ordenamiento estructural de su superficie. También, en el reconocimiento en ella de sitios precisos donde tienen lugar las reacciones que definen la respuesta biológica y en general, del estudio de cómo el ensamble de moléculas en una superficie es capaz de desencadenar y controlar diferentes reacciones en la materia viva. Una buena forma de entender el efecto de la microscopía de fuerza atómica, es el esquema siguiente, Imagen 4.

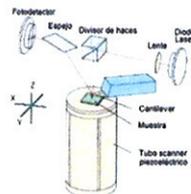


Imagen 4.: Microscopía de fuerza atómica

De igual forma, un esquema conciso puede dar una idea de lo que conlleva el proceso de microscopía efecto túnel, como se puede apreciar en la Imagen 5.

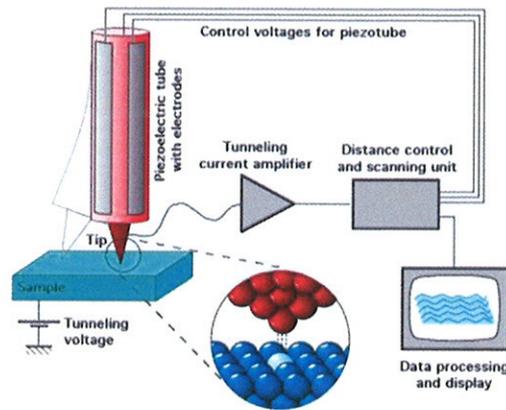


Imagen 5.: Microscopía efecto túnel

#### 2.4. Características de la ciencia y la ingeniería de biomateriales

La comunidad académica internacional ha reconocido la importancia de las investigaciones de carácter multi- e interdisciplinario y ha reclamado acciones para que éstas sean promovidas.

Las investigaciones propias de la ciencia y la ingeniería de biomateriales constituyen un ejemplo de actividades interdisciplinarias cuyos contenidos no pueden ser encuadrados dentro de los límites curriculares de los estudios universitarios tradicionales. Es por esta razón que los planes de estudio están siendo renovados y adaptados a nivel europeo. Esta naturaleza multidisciplinaria hace que la ciencia e ingeniería de los biomateriales compartan áreas temáticas pertenecientes a variados sectores del conocimiento.

En el esquema siguiente, Imagen 6, pueden visualizarse las áreas compartidas, pueden agruparse las ciencias básicas, las especialidades médicas, las ciencias biomédicas y la ingeniería en cuatro grandes grupos.

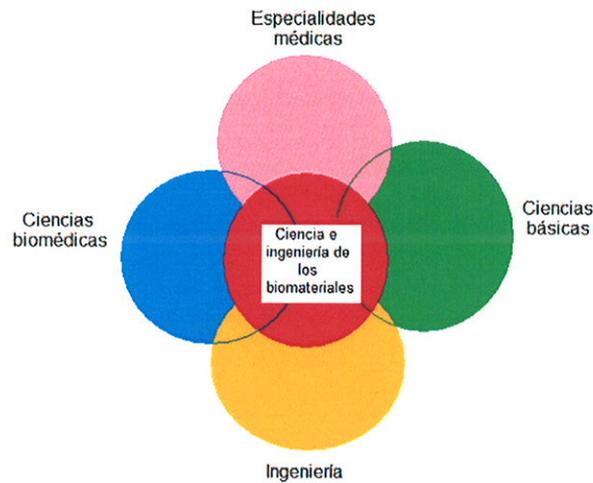


Imagen 6.: Disciplinas que participan en la ciencia e ingeniería de los biomateriales

Prácticamente todas las especialidades de la medicina hacen uso de los biomateriales (la cirugía, la fisiología y la anatomía). En el campo de la ingeniería sobresalen la ingeniería de materiales, la ingeniería mecánica y la ingeniería química.

Esta razón hace que pueda afirmarse que tanto la ciencia como la ingeniería de biomateriales reúnen a investigadores con diferente formación académica que deben actuar manteniendo una comunicación clara y fluida.

Las avanzadas tecnologías involucradas en los biomateriales requieren disponer de recursos humanos con alta capacitación, tanto para la etapa de investigación como para las de fabricación y aplicación.

## 2.5. Áreas específicas de estudio

El desarrollo de nuevos biomateriales obliga a la complementación de conocimientos provenientes de dos áreas muy diferentes: la ciencia de materiales y la

biología. La investigación actual y futura se concentra principalmente en los siguientes materiales implantables.

### 2.5.1. Materiales metálicos

Aunque históricamente se han utilizado diversos materiales metálicos para implantes en el organismo, en la actualidad el número de metales y aleaciones que se utilizan comúnmente es bastante limitado, la mayoría de metales utilizados solos o aleados para la manufactura de implantes, tales como hierro, cromo, cobalto, níquel, titanio, tantalio, molibdeno o wolframio los puede tolerar el organismo en pequeñas cantidades e incluso algunos son esenciales para la vida humana. Por ejemplo en las células rojas de la sangre el hierro o en la síntesis de la vitamina B el cobalto, aunque no pueden tolerarse en grandes cantidades. Los materiales metálicos se corroen en un ambiente hostil como el organismo humano y como consecuencia el material se deteriora y el implante se debilita, mientras que al mismo tiempo los productos de la corrosión que se liberan a los tejidos circundantes producen efectos no deseables. Los metales y aleaciones utilizados como biomateriales tienen como característica común una buena resistencia a la corrosión. Se utilizan aceros inoxidable, aleaciones base cobalto-cromo, titanio y aleaciones y entre otros de menor uso el tantalio y metales nobles como platino y oro. No está demás poder visualizar en la Imagen 7 algunos de los modelos de implantes que son desarrollados con estos materiales.



Imagen 7.: Algunos ejemplos de implantes metálicos

### 2.5.1.1. Aceros inoxidables

Los primeros aceros inoxidables para implantes utilizados fueron los austeníticos tipo 18% Cr- 8% Ni. Posteriormente se pasó a añadir molibdeno que mejora la resistencia a la corrosión en agua salina. Finalmente, en la actualidad se utilizan aceros del tipo AISI 316 y 316L, con contenidos de carbono inferiores al 0,08% y al 0,03% respectivamente. Los aceros inoxidables martensíticos se utilizan para la fabricación de material quirúrgico. Por su parte los aceros inoxidables ferríticos, aunque poseen una excelente resistencia a la corrosión bajo tensiones, sus propiedades mecánicas y su capacidad de endurecimiento por trabajo son claramente inferiores a la de los austeníticos, no encontrando así ninguna aplicación. Incluso los aceros inoxidables austeníticos tipo 316L se corroen a la larga en el interior del cuerpo humano. Es por ello que estos materiales solo se utilizan y recomiendan en implantes temporales tales como placas, tornillos y clavos como los que se utilizan para osteosíntesis en traumatología. Los aceros inoxidables austeníticos endurecen por deformación muy rápidamente y por consiguiente, en muchos casos, se pueden trabajar en frío sin recocidos intermedios. Así, es posible obtener agujas con resistencia a la tracción del orden de los 1400 MPa. Los implantes de aceros inoxidables austeníticos se obtienen por trabajo en frío y raramente se someten a soldadura. Su superficie se pule con ácido nítrico antes de esterilizar y empaquetar. Los implantes temporales mencionados son ejemplificados en la Imagen 8 que a continuación se expone.

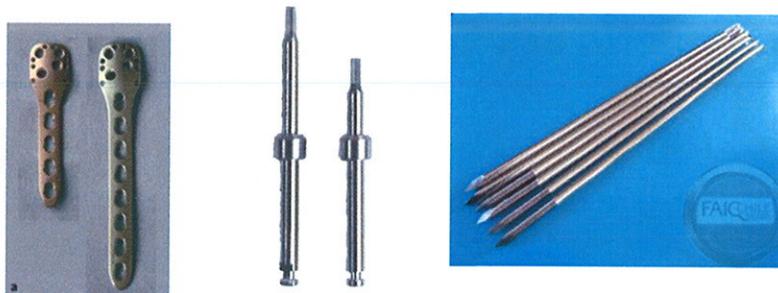


Imagen 8.: Implantes temporales (placas, tornillos, clavos...)

### 2.5.1.2. Aleaciones base Co-Cr

Estos materiales son empleados en primer lugar en odontología. Se distinguen cuatro tipos: la aleación colable CoCrMo y las forjadas CoCrW<sub>Ni</sub>, CoNiCrMo y CoNiCrMoW<sub>Fe</sub>, aunque hoy en día solo la aleación colada y la forjable CoNiCrMo se utilizan de forma común.

Los dos elementos de la tabla periódica con mayor presencia, CoCr forman una solución sólida de 65% Co-35% Cr. Para la obtención de un tamaño de grano más fino es añadido el Mo. Es probable que la aleación con mayores posibilidades sea la de CoNiCrMo por contener tanto cobalto como níquel (35%). Una de las cualidades de esta aleación es su excelente resistencia a la corrosión bajo tensiones en agua de mar. Debido a la dificultad que presenta para trabajar en frío sólo se forja en caliente. Dicha aleación se utiliza también para sintetizar por prensado isostático en caliente. Con la aleación colable se suelen modelar los implantes utilizando el método de la cera perdida. Debido a que la temperatura del molde es controlable permite examinar el tamaño de grano, así como la distancia libre media entre carburos. El comportamiento a fricción que caracteriza a estas aleaciones es muy pobre. Esta razón es el motivo de que las cabezas articulares de prótesis de Co-Cr no se hagan jamás del mismo material, siendo la alternativa general cabezas cerámicas. Aunque se conoce que en las aleaciones forjadas la ductilidad es mayor con un aumento de la resistencia a la tracción, no es tan evidente su comportamiento a fatiga. El módulo elástico de dichas aleaciones es entre un 10 y un 15% superior al de los aceros inoxidable, el doble del correspondiente al titanio y sus aleaciones, alcanzando un valor entre 220-235 GPa. Esto hace que el modo de transferencia de carga desde la prótesis al hueso, sea distinto en cada caso.

Para conocer un tipo de aplicación en el mundo del implante con aleación base Co-Cr, se presenta la Imagen 9.



Imagen 9.: Prótesis dentales

### 2.5.1.3. El titanio y sus aleaciones

El mayor empuje de la utilización del titanio y sus aleaciones en implantes surgió en el Reino Unido (Europa). Más tarde, al convertirse los metales que constituyen las aleaciones base CoCr en altamente estratégicos, Estados Unidos se decidió a dar el salto hacia este metal. Las propiedades mecánicas que dan a este metal un excelente potencial como material implantable son su baja densidad y su excelente resistencia a la corrosión. Las normas ASTM e ISO otorgan cuatro grados de titanio no aleado para implantes quirúrgicos. Las diferencias entre ellos radican en los contenidos de gases en solución, N, H, O, y el C intersticial, así como el Fe residual en solución sólida. La aleación de titanio más común es  $Ti_6Al_4V$ , cuya definición es perfectamente exacta en las normas y de muy amplia utilización en la industria aeroespacial en todo tipo de aplicaciones estructurales.

Con motivo del cambio alotrópico que posee el titanio a los  $882^{\circ}C$  de temperatura, el efecto de los diferentes elementos de aleación será el de estabilizar una de las dos fases. Con esto las aleaciones de titanio podrán ser de “tipo a”, “tipo b”, o “tipo a+b” según los elementos de aleación que presente, así como su contenido. La ya mencionada aleación  $Ti_6Al_4V$  es una aleación “tipo a+b”, aunque su microestructura puede variar sensiblemente según el proceso de conformación y los tratamientos térmicos utilizados.

La reactividad del titanio con el oxígeno, nitrógeno e hidrógeno es muy elevada, y estos elementos tienen una gran facilidad para difundirse intersticialmente en él. Es consecuencia de ello, que para su moldeo se requiera una atmósfera inerte o incluso, el vacío. El titanio suele trabajarse mediante forja en caliente alrededor de los 950°C.

El módulo de elasticidad del titanio y sus aleaciones ronda los 110 GPa, es decir, la mitad del de los aceros inoxidable y del de las aleaciones base Co-Cr. Esta propiedad confiere al titanio mayor compatibilidad elástica con el hueso. En relación a su peso, las aleaciones de titanio son superiores a todas las demás. En adición, la formación de una capa tenaz de óxido que pasiva el metal, le concede una alta resistencia a la corrosión. Sin duda, se trata de uno de los metales más inertes para fabricar implantes.

#### 2.5.1.4. Otros metales

Otros metales han sido empleados también en la fabricación de implantes. Ha quedado constancia de que el tantalio es altamente biocompatible, sin embargo, como consecuencia de sus pobres propiedades mecánicas y de su alta densidad, su utilización es muy limitada a suturas en neurocirugía y en cirugía plástica.

Entre los metales nobles, destaca el platino por su extrema resistencia a la corrosión, aunque no ocurre lo mismo con sus pobres propiedades mecánicas. Consecuentemente sólo son empleados para producir electrodos tales como las puntas de un marcapasos.

Y una buena explicación a por qué determinados materiales son empleados en ciertas aplicaciones y no son elegidos al azar, puede venir dada por las propiedades mecánicas que éstos presentan. Así pues, se muestra en la Tabla 2 un conjunto de magnitudes que establecen la frontera entre metales y cerámicos.

PROPIEDADES MECÁNICAS Y DENSIDAD DE LOS MATERIALES METÁLICOS Y CERÁMICOS PARA IMPLANTES						
Material	Grado o estado	Límite de resistencia	Elongación (%)	Módulo de elasticidad (GPa)	Resistencia a la tracción	Densidad
Titanio CP	1	170	24	102	240	4,5
	2	275	20	102	345	4,5
	3	380	18	102	450	4,5
	4	483	15	104	550	4,5
Ti-6Al-4V		860	10	113	930	4,4
Ti-6Al-4V ELI		795	10	113	860	4,4
Co-Cr-Mo	Colado	450	8	240	700	8,0
	Recocido	190	40	200	490	8,0
Acero inoxidable	Trabajado en frío	690	12	200	860	8,0
Óxido de aluminio	Policristalino	400* (550)(Flexión)	0,1	380	220	3,96
Óxido de zirconio	Y <sub>2</sub> O <sub>3</sub> (estabilizado)	1200 (Flexión)	0,1	200	350	6,0
Hueso cortical		N/A	1	18	140	0,7
Dentina		N/A	0	18,3	52	2,2
Esmalte		N/A	0	84	10	3,0

\*Estándar de ASTM: Valores mínimos

Tabla 2.: Propiedades mecánicas y densidad de los materiales metálicos y cerámicos para implantes

### 2.5.2. Materiales cerámicos

A pesar de que el uso de materiales cerámicos es muy conocido en odontología, es relativamente nuevo en otro tipo de implantes. Su baja reactividad química los hace inertes, y por lo tanto biocompatibles en el cuerpo humano.

Ésta es la principal ventaja de los cerámicos en comparación con otros materiales de también baja reactividad. Se han demostrado especialmente convenientes los implantes de carbono, como en el caso de válvulas cardíacas. De igual manera, son utilizados cementos óseos (fosfato de calcio) e hidroxiapatita. Otro tema de investigación actual es el desarrollo de cementos quirúrgicos que contienen rellenos cerámicos provistos de actividad biológica. Esto mejora la fijación y estabilización del implante a largo plazo, ya que la incorporación de rellenos promueve la diferenciación celular e induce la formación de depósitos de hidroxiapatita proveniente del medio biológico en la zona de contacto entre el cemento y el hueso, lo que así posibilita el crecimiento de tejido nuevo.

#### 2.5.2.1. Alúmina

El sistema de obtención empleado marca la pureza de una alúmina. La norma ASTM exige una pureza del 99,5% para la fabricación de implantes. La alúmina, se ha utilizado con éxito para la elaboración de prótesis. Puesto que se acostumbra a obtener por sintetizado, la porosidad juega un papel muy importante en las propiedades mecánicas. Cuando la porosidad cae por debajo del 2%, el tamaño de grano crece considerablemente, lo que evidencia la relación entre porosidad y tamaño de grano. La elevada dureza que presenta combinada con su baja fricción y bajo desgaste, hacen de éste un material idóneo para prótesis articulares, al margen de su difícil fabricación y su fragilidad. Puesto que no cabe el término de deformación plástica en este material, se considera que no puede sufrir fatiga dinámica. Cuando se hace referencia a la fatiga estática, es imprescindible conocer el medio en que impera la cerámica. Los diseños de las bolas de alúmina para articulaciones se han hecho teniendo en cuenta este fenómeno, y los ciclos de carga que puede resistir hasta rotura. La reciente manifestación de que bajo fatiga dinámica, con cargas fluctuantes, y en un mismo medio, el tiempo a fractura es sensiblemente menor que el obtenido en fatiga estática, ha puesto en entredicho algunos diseños del mercado actual.

#### 2.5.2.2. Hidroxiapatita

La hidroxiapatita se utiliza ampliamente como hueso artificial ya que de hecho, constituye la parte mineral del hueso natural. Es posible obtenerla de él, eliminado los constituyentes orgánicos tales como el colágeno y los mucopolisacáridos. Hoy en día, la hidroxiapatita puede sintetizarse de diferentes formas.

Como parte mineral del hueso y los dientes, éste biomaterial contiene fósforo y calcio. Los minerales de apatita cristalizan en forma de prisma rómbico hexagonal. La proporción ideal de Ca/P en la hidroxiapatita es de 10/6. Si se sustituyen los grupos OH por F se logra una mayor estabilidad estructural puesto que la coordinación del F es superior a la del hidroxilo.

Los precipitados de hidroxiapatita se pueden obtener a partir de una solución acuosa de  $\text{Ca}(\text{NO}_3)_2$  y de  $\text{NaH}_2\text{PO}_4$ . Estos precipitados se filtrarán y secarán para formar un polvo fino blanco. Posteriormente, éste se prensará y se sintetizará a diferentes temperaturas (siempre superiores a los  $100^\circ\text{C}$ ) y durante tiempos diferentes según los resultados que se quieran obtener. Su módulo elástico varía de 40 a 150 GPa, su resistencia a la compresión es inferior a los 500 MPa, y su dureza no es superior a los 5 GPa, estos datos hacen presagiar que el comportamiento mecánico de hidroxiapatita es inferior al de la alúmina y al de otras cerámicas.

Su similitud química con el constituyente mineral de hueso vivo convierte a este material en un excelente biomaterial compatible. Así mismo, la adhesión que ejerce sobre el titanio y otros materiales vitrocerámicos es indiscutible.

Los estudios realizados con hidroxiapatita, han demostrado totalmente la gran biocompatibilidad y la capacidad de adaptarse al hueso, permitiendo así una gran osteointegración. Las propiedades mecánicas de la hidroxiapatita se combinan con las de los metales como titanio, en donde se combina el metal con

la cerámica para lograr obtener un biomaterial con las propiedades biocompatibles de la hidroxiapatita y las propiedades mecánicas del metal, obteniendo así un material biocompatible al 100% y alta resistencia a la tensión y compresión. A continuación se muestra una tabla con valores de resistencia a compresión, resistencia a tensión y módulo de elasticidad de algunos biomateriales incluyendo hidroxiapatita con el fin de compararlos con los del hueso normal.

Una referencia viable de las propiedades de este cerámico puede ser obtenida al comparar con las propiedades de los diferentes tipos de hueso. La Tabla 3, que se adjunta a continuación es una muestra de ello.

MATERIAL	RESISTENCIA A LA COMPRESIÓN (MPa)	RESISTENCIA A LA TENSIÓN (MPa)	MODULO DE ELASTICIDAD
Hueso cortical	138	69	13.8
Hueso esponjoso	41-62	3.4	-
Acero 316L	-	552-1000	207-276
Aleación Cr-Co	-	669	207
Titanio	-	345	110
Hidroxiapatita porosa	7-69	2.5	-
Hidroxiapatita densa	207-897	67-193	34.5-103

Tabla 3.: Valores representativos de valores mecánicos de biomateriales

La hidroxiapatita es empleada en recubrimientos protésicos para una mejor integración tras la intervención. La Imagen 10 es un ejemplo perfecto.



Imagen 10.: Prótesis de cadera recubierta de hidroxiapatita

### 2.5.2.3. Vitrocerámicas

Se conoce con este término a las cerámicas policristalinas obtenidas por cristalización controlada de vidrios. Esta técnica surgió a comienzos de la década de los 60, y se utilizaron vidrios fotosensibles en los que se precipitaban pequeñas cantidades de cobre, plata y oro mediante radiación ultravioleta. La función de estos precipitados metálicos es que el vidrio precipite en forma de cerámica de grano fino con excelentes propiedades mecánicas y técnicas. Se han desarrollado dos tipos de vitrocerámica para implantes:  $\text{SiO}_2\text{-CaO-Na}_2\text{O-P}_2\text{O}_5$  y  $\text{LiO}_2\text{-ZnO-SiO}_2$ , aunque es probable que la primera sea la más utilizada.

Algunas de las propiedades deseables de estos biomateriales son su elevada resistencia a tracción y su resistencia a la abrasión semejante a la del zafiro. Además, su capacidad para disolver sus iones superficiales en un medio acuoso parece ser la base para su excelente reacción y enlace con los tejidos duros vivos en los que se puede implantar. Se ha demostrado que el hueso vivo puede crecer en contacto íntimo con las vitrocerámicas, sin tener lugar la encapsulación fibrosa de éstas. Pero no todo son ventajas, el mayor inconveniente es su fragilidad. Su tenacidad no puede ser aumentada sin disminuir la biocompatibilidad, esto hace que no puedan ser empleadas en aplicaciones estructurales como en implantes articulares.

### 2.5.2.4. Carburos

Las formas de obtención de los carbonos son muy variadas: Alotrópico, cristalino, diamante y grafito, vítreo, casi cristalino y pirolítico. Pero de entre todos ellos, únicamente el carbono pirolítico se utiliza ampliamente en la fabricación de implantes. Su estructura cristalina es similar a la del grafito (estructuras planales hexagonales formadas por fuertes enlaces covalentes en los que un electrón de valencia por átomo está libre de moverse, resultando alta conductividad eléctrica

pero anisotrópica). La dispersión de pequeños cristales al azar, imponen propiedades isotrópicas.

De igual modo los carbonos pueden depositarse sobre superficies de implantes mediante un gas de hidrocarburo en un lecho fluidizado a temperatura controlada. El control de la estructura del depósito y en consecuencia su comportamiento mecánico son de vital importancia.

Los carbonos vítreos se elaboran por pirolisis controlada de polímeros a altas temperaturas en ambiente controlado. Este proceso es de gran utilidad para elaborar fibras de carbono y tejidos. La densidad de los carbonos marca fuertemente sus propiedades mecánicas, creciendo con ésta. Cabe mencionar que la excelente compatibilidad del carbono lo ha hecho idóneo sobre todo en ciertas aplicaciones vasculares y de válvulas de corazón.

### 2.5.3. Materiales poliméricos

Las posibilidades que ofrecen los polímeros para ser implantados en el cuerpo humano son inmensas debido al hecho de que puedan fabricarse en diversas formas, tales como fibras, tejidos, películas y bloques de diferentes tamaños y formas. Ya que los constituyentes de los tejidos naturales son estructuras poliméricas, los polímeros sintéticos poseen un buen número de similitudes con ellas. Pueden ser empleados como sustitutos de venas o arterias, hilos de sutura, cementos óseos, etc. Otra de sus cualidades es que son bioabsorbibles (son degradados en el medio biológico y sus productos de degradación son eliminados con la actividad celular).

Un gran interés se centra en el desarrollo de **materiales híbridos**, formados por la combinación de materiales sintéticos y naturales. Las aplicaciones son múltiples, siendo el objetivo primordial incrementar la compatibilidad con la sangre de los materiales en contacto con ella, disminuyendo el daño de los componentes sanguíneos.

Para lograr entender de forma simplificada cómo se combinan los distintos materiales, se podría visualizar la representación de las cadenas de materiales híbridos en la Imagen 11.

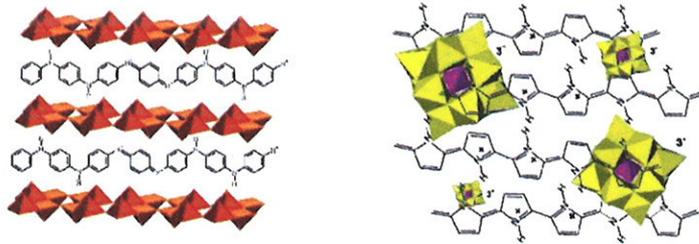


Imagen 11.: Polímeros híbridos orgánico- inorgánico. Compuestos híbridos moleculares

#### 2.5.3.1. Poliolefinas

En esta categoría se engloban los polímeros lineales termoplásticos (por ejemplo, el polietileno y el polipropileno). El polietileno puede encontrarse de baja y alta densidad y de ultra-alto peso molecular. Su estructura es una repetición del grupo  $-(CH_2-CH_2)_n-$ . Su índice de cristalinidad alcanza incluso el 80%. En implantes ortopédicos es muy utilizado el *polietileno de ultra-alto peso molecular*, como en el *cotilo de las prótesis de cadera* o el plato tibial en prótesis de rodilla. En bisagras moldeadas para prótesis articulares de dedos es muy empleado el polipropileno, gracias a su excelente vida a flexión. Además, en ambientes agresivos posee un excelente comportamiento al agrietamiento bajo tensiones.

Un ejemplo clave en el intento de reducción de fricción en implantes, es el que se presenta entre la cabeza de una prótesis de cadera (componente femoral) y el cotilo que se ensambla en ella, componente que se muestra en la Imagen 12.



Imagen 12.: Cotilo de prótesis de cadera

### 2.5.3.2. Poliamidas

Su nombre común son los “nylons”. Su excelente capacidad para transformarse en fibras, así como su elevado grado de cristalinidad, hace aumentar su resistencia en la dirección de la fibra. Aún así al poderse ver destruidos los enlaces de hidrógeno pueden utilizarse en aplicaciones biodegradables. La cantidad y distribución de los grupos repetitivos son los que determinan sus propiedades.

### 2.5.3.3. Polímeros acrílicos

Las aplicaciones médicas en las que están presentes van desde las lentes de contacto duras hasta el cemento óseo para la fijación de prótesis articulares. Poseen buenas propiedades físicas, e incluso pueden ser coloreados fácilmente. Son materiales con excelente resistencia química y muy biocompatibles en estado puro. Su desventaja es su fragilidad en algunos de sus variantes.

### 2.5.3.4. Cemento óseo (PMMA<sup>2</sup>)

El cemento óseo tiene múltiples aplicaciones clínicas cuando lo que se pretende es fijar una prótesis articular al hueso. Se prepara mezclando dos tipos de componentes, uno en polvo y otro líquido. En general, el constituyente en polvo contiene polimetilmetacrilato, sulfato de bario como agente radiopaco<sup>3</sup> y peróxido de benzoilo como activador, mientras que el componente líquido contiene metilmetacrilato monómero como acelerante e hidroquinona como estabilizante del monómero. Al mezclar los dos componentes de monómero líquido polimeriza, produciéndose el fraguado del cemento. La composición del monómero y del polvo, o la distribución de formas y tamaños del polvo modifican las propie-

---

<sup>2</sup> PMMA: polimetilmetacrilato.

<sup>3</sup> Radiopaco: Que no permite el paso de los rayos X o de otra energía radiante. Los huesos son relativamente radiopacos y, por tanto, aparecen como áreas blancas en una placa de rayos X.

dades mecánicas de los cementos óseos. Al igual, el medio en el que se lleva a cabo la mezcla o la temperatura del quirófano también puede variarlas.

#### 2.5.4. Gomas

En la fabricación de implantes, se emplean gomas del tipo de la silicona, la goma natural, o la goma sintética. En general este término lleva intrínseca la propiedad de poder ser estirada repetidamente hasta al menos el doble de su longitud original y ser capaz de recuperar con fuerza su longitud original al cesar la tensión aplicada. Esta capacidad se debe a su estructura interna ensortijada. El fenómeno repetitivo de su estiramiento se debe a los enlaces reticulares entre cadenas. Concluyentemente se dice que la cantidad de enlaces reticulares gobierna la flexibilidad de la goma.

##### 2.5.4.1. Gomas naturales y sintéticas

La goma natural se obtiene a partir del látex del árbol *Hevea Brasiliensis*. En su forma pura la goma es compatible con la sangre. Esta propiedad puede ser aumentada mediante peróxidos orgánicos o la reticulación mediante rayos X. Las gomas sintéticas se desarrollaron para sustituir a la natural.

##### 2.5.4.2. Gomas de silicona

Este es uno de los escasos polímeros desarrollado para uso médico. Posee bajo peso molecular y baja viscosidad. Puede haber dos diferentes vulcanizaciones, según sea por calor o a temperatura ambiente. En cada caso se utilizan diferentes tipos de agentes reticulantes.

##### 2.5.4.3. Termoplásticos de alta resistencia

Son materiales poliméricos de reciente desarrollo, cuyo objetivo principal es poder competir con los metales ligeros. Sus propiedades mecánicas, térmicas y

químicas son excelentes, consecuencia de la rigidez de su cadena principal. Se ha evaluado la utilización de estos materiales para el acetábulo de una articulación de cadera, obteniendo resultados óptimos.

### **3. Teoría de los implantes. Prótesis de cadera**

#### **3.1. Introducción (substitución articular)**

Las articulaciones plantean nuevas incógnitas en relación a la reparación del hueso, puesto que cuando menos, debe incluirse en su estudio los fenómenos de corrosión y de desgaste, así como la dinámica de transferencias de cargas a través de la articulación. Asimismo, deben valorarse los peligros de infección, y sobre todo, el hecho de que cambiar una prótesis por segunda vez es mucho más complicado que el de colocarlo en una primera ocasión. Esto es así, a consecuencia de la destrucción del tejido natural producido. Tanto la implantación de la prótesis de cadera, como más tarde la de rodilla, se han llevado a cabo con éxito en pacientes que de otra manera hubiesen perdido totalmente la capacidad de andar.

Las articulaciones de cadera y de hombro consisten en una rótula y un casquillo (comúnmente denominadas articulaciones esferoideas), mientras que las demás, como las de la rodilla y las del codo, son de tipo bisagra. Todas ellas presentan dos superficies articulares cartilaginosas lisas y lubricadas por el fluido sinovial. La naturaleza ha proporcionado a las articulaciones grandes superficies con el fin de minimizar el efecto de concentración de tensiones. Además los choques instantáneos son absorbidos por el cartílago y por hueso esponjoso subcondral que se encuentra por debajo, y que debido a sus propiedades viscoelásticas transmite gradualmente la carga al hueso corneal. La articulación como tal, la componen los ligamentos, los tendones y los músculos. El análisis de las fuerzas que actúan sobre los diferentes tendones y ligamentos es muy complejo. Más aún, la cinemática de las articulaciones es difícil de estudiar, y no es sencillo llegar a obtener con precisión cómo varía la posición del centro instantá-

neo de rotación, ni tan siquiera en una articulación tan conocida como la de la rodilla. Las fuerzas aplicadas durante una determinada actividad han sido convenientemente medidas, y analizadas en numerosos estudios, de los que se han obtenido datos tan significativos como los mostrados a continuación. Pueden observarse las fuerzas máximas en un ciclo sobre las articulaciones en actividades tan simples como caminar o subir escaleras en la siguiente tabla (Tabla 4).

ACTIVIDAD	CADERA	RODILLA
<b>Caminar por terreno plano</b>		
Poco a poco	4.9	2.7
Normal	4.9	2.8
Deprisa	7.6	4.3
Subir escaleras	7.2	7.4
Bajar escaleras	7.1	4.9
Subir una rampa	5.9	3.7
Bajar una rampa	5.1	4.4

Tabla 4.: Valores máximos de las fuerzas que se ejercen sobre la cadera y sobre la rodilla durante distintas actividades. Fuerza máxima sobre la articulación (en múltiplos de peso corporal)

Históricamente las prótesis de cadera han sufrido enormes variaciones (con posterioridad se desarrollará la evolución de los implantes de cadera). En su comienzo se pretendió corregir sólo el tejido sano. Sin embargo, se demostró que esto no era una solución sino una fuente de nuevos y constantes problemas. Así, después de llevar a cabo pruebas consistentes en recubrir con metal la cabeza femoral y/o el acetábulo, o utilizar un clavo roscado acabado en una bola para sustituir la cabeza femoral, en la actualidad existen dos grandes clases de prótesis de cadera: las parciales y las totales.

Se puede entender la división modular que se ha planteado en la actualidad, visualizando una imagen de cada segmentación en los modelos protésicos. En la Imagen 13, se ofrece esta información.

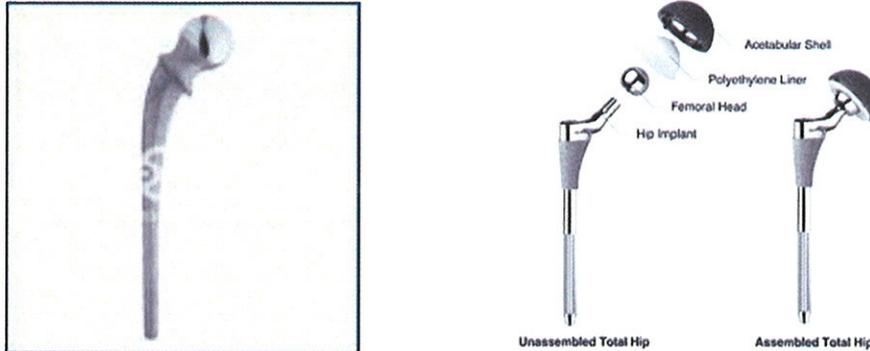


Imagen 13.: De izquierda a derecha: prótesis parcial de cadera y prótesis total de cadera

En ambos casos se secciona el cuello del fémur y se inserta el vástago de la prótesis en el interior de la cavidad medular. Pero, mientras la *prótesis parcial conserva el cartílago acetabular*, en la prótesis total éste es eliminado del mismo modo, colocándose en su lugar un cotilo en el que encajará la bola de la prótesis. Otra de las grandes diferencias entre los dos tipos de prótesis, es que las *parciales se acostumbra a colocar sólo en pacientes de edad avanzada*, ya que el deterioro del cartílago acetabular se produce a gran velocidad en pacientes que desarrollan una gran actividad.

Cabe señalar que en el mercado existe una variedad ingente de modelos y diseños de prótesis de cadera. Esto pone de manifiesto el limitado conocimiento que se tiene sobre la función de las articulaciones, y por otra parte, la capacidad de adaptación que tiene el organismo al poder soportar y sobrevivir a los posibles rechazos que pueden producir algunos de estos implantes.

El *mayor inconveniente* de las prótesis de cadera, y por lo general el de las demás prótesis articulares, es el modo en el que han de ser fijadas. Al estudiar la distribución de tensiones en un fémur sano y en uno que porte una prótesis de cadera, se observará que la situación cambia de forma brusca a causa de la alteración de geometría del elemento resistente. Mientras la tensión en la región

distal en el extremo del vástago aumenta notablemente en relación al fémur sano, en la región calcar (región de contacto de la prótesis con el hueso por debajo de la posición de la bola) la tensión decrece considerablemente. Este fenómeno hace que se produzca una *reabsorción ósea*, lo que conlleva un debilitamiento importante. A consecuencia de este hecho se ha llevado a cabo el rediseño de la geometría de las prótesis, con sus pertinentes problemas. Por otra parte, la fijación de las prótesis al hueso se ha venido haciendo hasta tiempos recientes mediante el uso de cemento óseo acrílico. El cemento se inserta en la cavidad ósea cuando se encuentra todavía en estado pastoso, y seguidamente se coloca en su interior la prótesis que se desea fijar. El *cemento* no sólo actúa como *fijación inicial del implante al hueso*, sino que sus propiedades viscoelásticas le permiten *distribuir mejor las cargas desde la bola hasta las paredes del fémur*, impidiendo que dicha transferencia de carga se haga de forma puntual. El uso de cemento no impide que la región calcar esté sometida a menores solicitaciones que en el caso del fémur sano, con lo que se produce reabsorción de hueso y finalmente aflojamiento del implante o fractura del vástago, lo cual a su vez lleva la necesidad de recambiar la prótesis. Es de vital importancia mencionar que para cada diseño de implante es fundamental definir la técnica quirúrgica tanto para su colocación como para su extracción.

Hoy en día la tendencia es el diseño de prótesis modulares que permiten la sustitución de elementos parciales: la bola, el vástago, el cotilo, etc. Asimismo, parece que en la actualidad se está imponiendo el uso de prótesis no cementadas, sobre todo en pacientes jóvenes. Más concretamente las *prótesis con recubrimiento poroso y las recubiertas con hidroxiapatita, parecen tener una cierta aceptación entre los especialistas, debido a que inducen al crecimiento óseo de su superficie.*

Otro punto a tener en cuenta es la fricción entre la bola y el cotilo. Se ha demostrado que este fenómeno y consecuentemente el desgaste, es menor si

se emplea bola cerámica y cotilo de polietileno. Algunos de estos efectos quedan reflejados en la Tabla 5.

MATERIAL-MATERIAL	Desgaste lineal $\mu\text{m/año}$	Desgaste volumétrico $\text{mm}^3/10^6$ ciclos
Alúmina-Alúmina	1	0.004- 0.02
Metal- Metal	10	$\approx 0.1$
Alúmina- Polietileno	100	0.5
Metal- Polietileno	200	0.75

Tabla 5.: Desgaste lineal y volumétrico de los diferentes pares de fricción

El desarrollo y aceptación de las prótesis de rodilla ha sido más lento que las de cadera debido a ser más complicada la biomecánica de su movimiento, aunque en realidad la incidencia de degeneraciones en la articulación de la rodilla es superior a la de cualquier otra articulación. Probablemente las que dan mejor réplica al movimiento anatómico son las hicompartimentales, en las que la parte superior que se fija al fémur es totalmente metálica, mientras que la parte inferior que se fija a la tibia, contiene el plato tibial de polietileno de ultra-alto peso molecular.

Otras prótesis articulares en el mercado pero cuya importancia es mucho menor, son las del tobillo, de hombro, de codo, de muñeca y de dedo, ejemplos visuales que pueden verse en la Imagen 14.

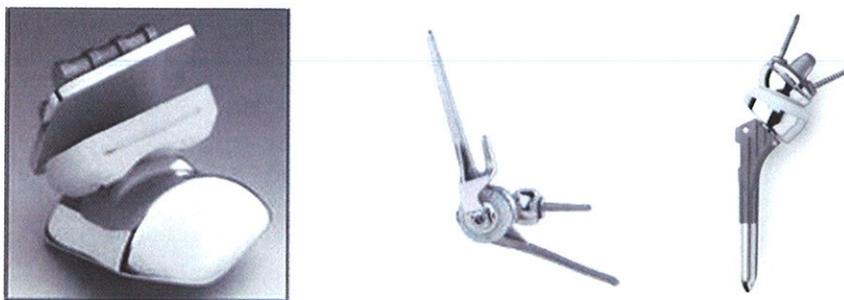


Imagen 14.: De izquierda a derecha: prótesis de tobillo, prótesis de codo y prótesis de hombro

### 3.2. La prótesis de cadera

La artroplastia total de cadera consiste en sustituir las dos partes que conforman la articulación de la cadera.

Por un lado el acetábulo o cotilo, que corresponde a la parte de la pelvis de la cadera, y por otro lado, la cabeza del fémur. Existen múltiples diseños de prótesis de cadera. Con el avance de la tecnología se han podido desarrollar nuevas prótesis con materiales de última generación. Actualmente la vida útil de una prótesis total de cadera está en torno a los quince años.

La selección de qué tipo de prótesis debe colocarse, tiene que ser una decisión específica para cada persona en particular. En términos generales se puede resumir de la siguiente forma:

- En pacientes jóvenes (menores de 65-70 años): se recomienda la utilización de prótesis no cementadas de titanio. Las ventajas de este tipo de prótesis son que permiten que el hueso del paciente crezca y se adhiera a la prótesis dando una fijación duradera. Además la nueva tecnología permite que en caso de desgaste de la prótesis, se puedan cambiar los elementos desgastados y no tener que extraer la prótesis completa.
- En pacientes mayores (mayores de 70 años) se recomienda el empleo de prótesis que se fijan al hueso con cemento. Esto es debido a que la calidad del hueso en pacientes mayores es peor, y por lo tanto, no tiene la capacidad de adherirse a la prótesis.
- En algunas personas también se pueden realizar prótesis mixtas, en las que una parte se fija al hueso sin cemento y la otra con cemento. Este tipo de prótesis se denominan prótesis híbridas.

Pero para haber podido llegar a estas conclusiones certeras de los segmentos de población en los que debe o no implantarse qué tipo de prótesis, ha sido necesaria una larga y dura evolución a lo largo del siglo XX.

### 3.3. Cronología de los implantes de cadera

El primer intento de hacer un reemplazo articular de cadera data de 1923, cuando Grooves utilizó la palabra prótesis para referirse a este reemplazo articular. Como la cabeza femoral resultaba la zona articular más evidentemente dañada, se utilizó una copa que la cubría apoyándose sobre el acetábulo natural directamente. Como consecuencia, la irrigación sanguínea fue obstruida degenerando en una necrosis avascular<sup>4</sup> (muerte celular), y como falla mecánica en el implante, se presentaron fracturas localizadas y falla final del dispositivo interno. La Imagen 15 presenta el mencionado implante.



Imagen 15.: Reemplazo articular de cadera de Grooves

Desde que Smith-Petersen descubriera y colocara en 1939, su primera prótesis o cúpula interpuesta, hecha de una aleación a base de cromo-cobalto, se puede hablar del inicio de la era moderna de la sustitución de la cadera, con la aparición de múltiples modelos que se utilizan en la actualidad en las más variadas formas.

En el año 1953, Thompson introdujo un vástago intramedular más largo para hacer una distribución y transmisión de carga más uniforme. Sin embargo, el alto módulo de elasticidad y gran volumen de material produjo falla del vástago y fractura de fémur. Algo más tarde, Moore decidió adicionarle ranuras laterales para disminuir volumen de material y mejorar el anclaje mecánico, sin embargo la falla persistía a nivel femoral fracturándose, y a nivel acetabular rompiendo el

<sup>4</sup> Avascular: Desprovisto de vasos sanguíneos.

hueso, ya que los implantes seguían apoyándose sobre la estructura ósea del cotilo de la cadera. Cabe mencionar que todos estos diseños eran probados en pacientes humanos y la falla era apreciada en pocos años de seguimiento. Estos primeros implantes imitaban la geometría de la cabeza del fémur alcanzando diámetros entre 32 y 38mm, y dicha geometría puede observarse al acabar estas líneas, en la Imagen 16.

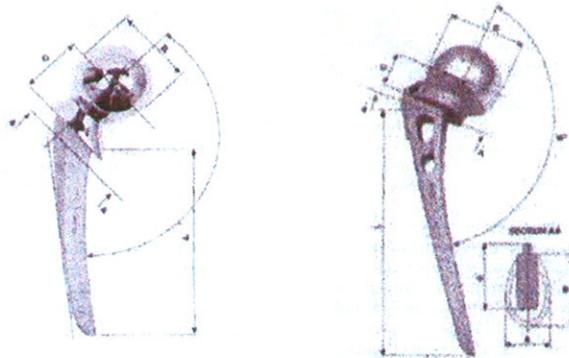


Imagen 16.: De izda. a dcha.: prótesis de Thompson y prótesis de Moore

En 1960, Sir John Charnley, cirujano inglés, introdujo revolucionarios conceptos en la práctica de la artroplastia total de cadera, utilizando por primera vez una copa acetabular que recibía la cabeza de la prótesis y se insertaba en el cotilo natural de la cadera, evitando la falla del hueso coxal. Para adherir los componentes tanto femoral como acetabular, se utilizó un material tixotrópico<sup>5</sup>, un polímero que servía como cemento y como interface entre metal y el hueso (metametilmacrilato).

El modo que indica la fotografía posterior (Imagen 17) era la idea de posicionamiento del implante que Charnley introdujo en la década de los sesenta.

<sup>5</sup> Tixotrópico: líquido en movimiento, sólido cuando se halla elástico.



Imagen 17.: Prótesis de Charnley

En 1967 Charnley cambió el teflón por un polímero de ultra alto peso molecular (UHMWPE), que además de resistencia al desgaste y biocompatibilidad posee propiedades de autolubricación. Desde entonces, los adelantos tecnológicos en esta área han permitido diseñar componentes más eficientes y desarrollar técnicas quirúrgicas superiores. Los cambios más sobresalientes se relacionan además de la geometría con el uso de nuevos materiales para disminuir la pérdida aséptica del implante, la cual es aún la causa primera del aflojamiento y falla de los implantes. Los diseños posteriores a Charnley son la combinación de varios parámetros geométricos. Una variación a destacar es la propuesta de una cabeza separada del vástago que se introduce en el fémur, lo que permite el uso de varios juegos de vástagos para una sola cabeza, dando versatilidad y economía a los diseños, ya que se permiten múltiples combinaciones. Estas prótesis son conocidas como *prótesis modulares*. Un diseño que ha causado diversas reacciones favorables a nivel internacional es la prótesis isoelástica, que posee un vástago rígido de metal, el cual está cubierto por múltiples capas de un polímero de gran resistencia y bajo módulo de elasticidad. Su objetivo es que éste alcance deformaciones similares a las del hueso. Los diseños actuales poseen un tratamiento superficial que da un aspecto rugoso tanto al componente femoral como al componente acetabular, que consiste en un bombardeo a alta

velocidad de partículas de metal y, más recientemente, cubiertas a su vez con hidroxiapatita.

El objetivo de este acabado superficial es permitir la osteoinducción<sup>6</sup>, es decir, la penetración del hueso hacia esta zona para fijar el implante. Sus desventajas son el desprendimiento de partículas y la traumática remoción<sup>7</sup> del implante al momento de realizar una cirugía de revisión. En páginas posteriores se desarrollará la evolución del recubrimiento poroso, así como su fin, la ya mencionada osteoinducción.

En cuanto al tratamiento superficial que se ha comentado en líneas anteriores, se presenta una muestra de ello con la Imagen 18.

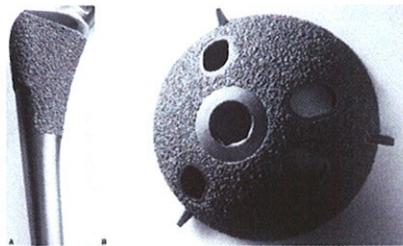


Imagen 18.: Componentes acetabular y femoral tratados con bombardeo a alta velocidad

La cúpula de interposición de Smith Petersen es la pionera de las llamadas técnicas de resuperficialización, en que se conserva la cabeza femoral, bien con su correspondiente cartílago articular aunque afectado, o habiéndolo resecado previamente.

En la aparición de las primeras prótesis de sustitución cérvico-cefálica, en que es indispensable el sacrificio de la cabeza y del cuello femorales, tiene in-

<sup>6</sup> Osteoinducción: Término biológico que se caracteriza por presentar una invasión al injerto óseo de vasos sanguíneos y de tejido conectivo, provenientes del hueso huésped, las células óseas del tejido huésped siguen los vasos sanguíneos y remodelan el injerto por procesos de formación y reabsorción.

<sup>7</sup> Remoción: acción y efecto de remover.

fluencia dos técnicas cuyos conceptos son completamente diferentes: una es el mantenimiento de la prótesis mediante un tallo intracervical, la otra, sujeción con un tallo intradiafisario de Austin Moore o Thompson.

Ambos métodos inician una evolución que se acerca cada vez más a nuestra actual metódica y sistemática. En un principio, las prótesis o cúpulas son por interposición, libres en la cavidad articular, ofreciendo dos diferentes superficies móviles: una la que pone en contacto la cabeza femoral y la cúpula, o superficie cúpulo-cefálica y la otra, la que articula la cúpula con el cotilo, o cúpulo-cotiloidea. En unas ocasiones, una superficie tiene más movilidad que la otra, en otras ocasiones ambas superficies tienen una movilidad semejante, en otras solamente tiene movilidad una de las superficies, pero al fin la movilidad resultante, es decir, los arcos de movimiento que presenta la cadera son la suma aritmética de los movimientos de cada una de estas superficies.

Las primeras cúpulas de Smith Petersen, las primeras prótesis cérvico-cefálicas de Austin Moore y las primeras prótesis totales se fijaban sin cemento, a veces empleando sistemas de indudable originalidad.

En lo referente al material empleado debemos decir que la gran explosión surgió cuando Sir John *Charnley* diseñó una prótesis para sustituir la articulación de la cadera que era revolucionaria porque *combinaba una pieza de metal con otra de plástico* parecido al que se usa en los engranajes de los motores, todo esto unido al hueso mediante un cemento acrílico. La prótesis de Charnley fue la primera cuyo diseño revolucionario permitió mejorar la calidad de vida del paciente por mucho tiempo.

Él tuvo la virtud de hacer una experiencia para evaluar sus casos antes de publicar sus resultados. Diseñó una prótesis cementada. Este cemento tenía dos componentes, uno líquido (monómero) y otro en polvo (polímero), que al juntarse hacen una masa que, al endurecerse, ancla ambos componentes y los fija al

cotilo y al fémur respectivamente. Este cemento era metil-metacrilato, no era adhesivo, sino que al rellenar la cavidad fijaba los componentes protésicos.

La prótesis de Charnley está formada por dos componentes, entre los que se distingue una parte cotoidea de polietileno de alto peso molecular de gran resistencia, que vino a solucionar el desgaste rápido de las antiguas prótesis. La cabeza femoral que diseñó Charnley tiene 22mm de diámetro y su objetivo era conseguir una prótesis de baja fricción. Minimizó el desgaste gracias a la mejor lubricación que se producía a expensas de la neosinovial. Desde ese momento, comenzó lo que hasta día de hoy, y desde 1962, se conoce como "Artroplastia de baja fricción de la cadera".

Teniendo como punto de partida el avance propuesto por Charnley, todas las artroplastias cementadas deben elegir su superficie deslizante y el diámetro de la cabeza femoral, respetando el principio de la baja fricción de Charnley.

Los plásticos introducidos por Charnley supusieron un decisivo avance en la construcción de las prótesis. Como bien se ha hecho ya mención, hasta 1961 se utilizaron diversos tipos de plásticos, principalmente el teflón, que tenía como ventaja un bajo coeficiente de fricción pero que, como contrapartida ofrecía muy poca resistencia al desgaste, por lo que fracasó espectacularmente en muy poco tiempo. Los detritus plásticos originados estaban formados por partículas grandes de hasta 300 micras. La rapidez con que se producían estas partículas, unido a su gran tamaño, impedían que fuesen desalojadas por vía linfática, acumulándose localmente y dando lugar a formaciones granulomatosas.

Sir John sustituyó el teflón por un biomaterial resistente a la fractura y al desgaste, el *polietileno*. De ahí el nuevo concepto denominado como "artroplastia total de cadera de baja fricción".

Pero el sistema de John Charnley y sus modificaciones ofrecen algunos inconvenientes. Uno de ellos es el tener un alto porcentaje de desgaste (aproximadamente 200 micras por año), debido a la proyección de espículas plásticas sobre la superficie metálica de la cabeza. Pero los principales problemas estaban relacionados con el cemento óseo, que *no solo ejercía un efecto tóxico sobre el lecho del implante, sino también porque es propenso a la fractura por fatiga, conduciendo a una posible ruptura del vástago femoral* y a un alto porcentaje de aflojamientos asépticos que obligan a la cirugía de revisión. En la Imagen 19, se aprecia una fractura real a consecuencia de este fenómeno.



Imagen 19.: Radiografía de una prótesis de cadera fallada por fatiga

Sin embargo, los numerosos problemas ocasionados por la utilización de cemento quirúrgico como medio de fijación en las artroplastias totales de cadera (la mayoría de los cuales no han sido aún solucionados), propició la tendencia actual a utilizar modelos de prótesis que no precisan de ningún medio de unión entre la misma y el hueso, eliminando de este modo el cemento acrílico, principal factor de fracaso a medio y largo plazo en los resultados obtenidos en este tipo de intervenciones. Es lo que se conoce como prótesis no cementadas.

La solución a este mal comenzó en el año 1969, cuando Mittelmeier desarrolló una nueva artroplastia total de cadera que no precisaba el cemento óseo para su implantación. La característica diferencial de esta prótesis llamada *sistema Autophor* es la existencia de unos ribetes o costillas que están labradas en

la superficie de un material de gran dureza, los cuales aumentan significativamente el área de la superficie del implante. Estas costillas pueden distinguirse sin dificultad en la muestra ofrecida por la Imagen 20.



Imagen 20.: Prótesis de cadera tipo Mittelmier

Con esto queda reflejado que los vástagos para su implantación no cementada, han sido desde el principio más o menos rugosos o irregulares, fenestrados o no, con el fin de permitir el crecimiento óseo en su interior. De igual forma, la extensión de estas irregularidades ha ido variando hasta quedarse limitada la porción metafisaria del vástago. Por otro lado hay modelos en los que se ha evolucionado hasta un recubrimiento circular, o en otros en los que este fenómeno es sólo por las caras laterales.

El nombre con el que se ha designado a la nueva vía de avance es el *recubrimiento poroso*.

### 3.4. Recubrimiento poroso de la prótesis no cementada de cadera

Es precisamente, para mejorar o favorecer el crecimiento óseo en la zona del vástago por lo que han ido apareciendo una serie de recubrimientos porosos, cuyas diferencias suelen estribar en el tamaño del poro y en la porosidad de los mismos.

Parece ser que hay acuerdo general, en el tamaño del poro que muestra un mayor crecimiento óseo en el menor tiempo posible oscila entre 50 y 400 micras, mientras que respecto a la porosidad se admite entre el 20 y el 40%.

Desde un punto de vista general, hay **tres tipos de recubrimiento protésico** que influyen en el crecimiento óseo y que sus autores han demostrado con constataciones histológicas. Estos procesos son:

- Proceso de sinterización
- Proceso de difusión
- Proceso de espuma plasmática

Se conoce como sinterización el proceso que usa el calor para unir un material poroso a otro y a una base sólida, que sería el caso del vástago femoral. Las bolitas esféricas están unidas al sustrato usando una ligadura que actúa como un adhesivo. Durante el proceso de sinterización, las bolitas se unen unas a otras y al sustrato. La longitud de la operación de sinterización y el nivel alcanzado determina la cantidad de unión. A mayor temperatura y/o mayor tiempo, dará como resultado una más fuerte y/o mayor unión con una mayor densidad y viceversa. Así pues la porosidad, puede ser controlada por los niveles de tiempo y temperatura usados en la técnica de sinterización. Cuando el uso crece dentro y alrededor de las bolitas o esferulas, o bien se introduce el cemento el resultado es una prótesis mecánicamente intercerrada. La superficie porosa por este procedimiento tiene un tamaño de poro entre 150 y 300 micras, y el 30% de porosidad.

En el proceso de difusión, se utiliza una almohadilla de malla fibrosa de titanio. Las almohadillas están hechas de titanio puro, unido a una aleación de sustrato de titanio. Las almohadillas de titanio se hacen cortando alambre de este elemento puro en cortos filamentos, enroscando los filamentos y después poniéndolos en un molde, donde son presionados para darle forma. Las almohadillas se colocan en las áreas y sinterizadas al sustrato. El resultado es un área de revestimiento poroso con un tamaño medio de poro de 350 micras. La pecu-

liar estructura del recubrimiento de este componente de titanio, facilita el crecimiento óseo de los espacios vacíos de la malla metálica, consiguiéndose una buena interdigitación ósea, en la que los filamentos de la malla ocupan los espacios intertrabeculares.

El spray de plasma o *espuma plasmática*, es otro proceso desarrollado para aplicar una superficie lisa. No tiene nada que ver con el plasma, ya que es una terminología empleada en metalurgia para estados especiales de metales puros. Fundamentalmente se basa en que el material en polvo es fundido y después es “rociado” sobre la superficie lisa, dando como resultado una superficie porosa. El proceso consiste en pulverizar el material de revestimiento (titanio en polvo) sobre el sustrato de la superficie previamente elegida que también es de titanio. En el spray habría polvo de titanio en estado de plasma, (de ahí su nombre) y gas presurizado. Así pues la atmosfera, temperatura y presión usados para aplicar las partículas, afectan a la textura del producto acabado. La superficie de implantes revestidos es irregular. Tienen una superficie porosa de 30-40% y el tamaño del poro oscila entre las 50 y 200 micras. Con este procedimiento de recubrimiento poroso no parece comprometerse la resistencia a la fatiga del sustrato.

En definitiva, un esquema visual del fenómeno de osteointegración puede ser el siguiente en mostrar por la Imagen 21.

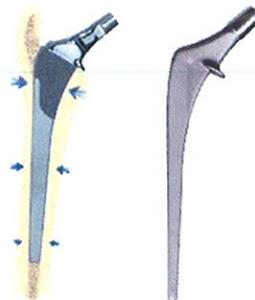


Imagen 21.: Osteointegración en implante de cadera

Con el fin de conseguir todavía una mejor osteointegración, también se recubren uno o los dos componentes con hidroxapatita. Para conseguir el ideal, que es la fijación biológica, gracias a un crecimiento óseo, hay una serie de factores, entre los que hay que destacar los siguientes:

En primer lugar, el espacio libre entre el implante y el hueso que le sirva de lecho debe ser el menor posible. Este factor es difícil de cuantificar pero perfectamente demostrable en animales de laboratorio. Está íntimamente relacionado con el tamaño de poro y las características de las superficie rugosa de los implantes.

Además hemos de conseguir una estabilidad mecánica del implante, evitando los movimientos desfavorables y que podrían ser los responsables de ir rompiendo los puentes de crecimiento óseo que, desde el lecho se dirigen al implante. Precisamente es en este punto donde se basa la discrepancia sobre cuál debe ser el postoperatorio ideal en cuanto a la carga se refiere.

Igualmente el tipo de hueso, qué duda cabe es importante siendo el de mejor calidad el esponjoso, pero no siempre podemos proporcionar un lecho totalmente esponjoso al implante. Para subsanar estos contratiempos han aparecido los vástagos denominados *Plasmapore*, los cuales tienen un recubrimiento poroso que disminuye las incidencias mencionadas.

El porvenir de las prótesis de cadera estará en función del respeto que se dé a los siguientes principios fundamentales:

- a) Empleo de materiales biocompatibles y resistentes a la corrosión con el fin de asegurar la tolerancia y el mantenimiento de sus características metalúrgicas a lo largo del tiempo.
- b) Asegurar con su diseño un ajuste al hueso receptor lo más exacto posible, sobre todo en las no cementadas, ya que en este caso la estabilidad de

la prótesis en los primeros meses, al no existir cemento quirúrgico, dependerá del perfecto acoplamiento entre ésta y el hueso. Por otra parte, también se debe asegurar un reparto de las solicitudes mecánicas que soportará el fémur una vez que haya sido implantada la prótesis.

c) El anclaje se realizará mediante una *superficie amplia de contacto entre metal y hueso para así disminuir la carga soportado por unidad de superficie*, y deberá asegurarse la vitalidad del tejido óseo circundante a la prótesis, con los que obtendrá una fijación sólida y duradera.

En los implantes de cadera, las superficies deslizantes pueden ser:

-*Metal-metal*: modelo de Ring entre 1964 y 1969.

-*Metal-polietileno*: modelos de Morscher y Mathys, Zweymuller, Lord, Parhofer y Monch o el de Palacios.

-*Cerámica-cerámica*: modelos como el de Mittelmeier o el de Boutin.

Algunos de los diseños con mayor éxito en este tipo de cirugías son: la prótesis de Lord, el modelo PM, el modelo Charnley (pionero), el modelo Müller, el modelo Thompson, el modelo Austin-Moore y la innovadora prótesis de cadera de superficie.

### 3.5. Prótesis de Lord

Este modelo surgió como una brillante y eficaz respuesta al reto de las prótesis de cadera, proponiendo la utilización de este diseño en las sustituciones totales de cadera.

Se analizarán características tales como el material, el diseño y el anclaje de este modelo, que ya se comentó que eran los principios fundamentales.

### a) Material protésico

El material empleado es una aleación formada por los siguientes elementos:

- Cobalto 62,5%
- Cromo 27,3%
- Molibdeno 5,8%
- Níquel 2,2%
- Otros 2,2%

Este material es conocido como "Francobal", y presenta unas excelentes condiciones de biocompatibilidad, así como de resistencia a la corrosión.

Trabajos experimentales realizados por Lord y colaboradores, en los que se hacía un estudio espectrográfico a los rayos X del hueso vecino al implante, demostraron la ausencia de cromo y cobalto, evidenciándose una estructura ósea o fibrosa totalmente normal.

Del mismo modo fueron estudiados el potencial de disolución, las curvas de polarización y el análisis de absorción atómica. Estos son los *parámetros que miden la resistencia a la corrosión de los metales*, demostrando las excelentes condiciones metalúrgicas de esta aleación.

Los estudios se repitieron con el "Francobal", presentando una superficie lisa y madreporica, patentándose que la superficie madreporica, a pesar de tener aumentada considerablemente la superficie de contacto entre hueso y metal, no lleva consigo asociado un aumento de las posibilidades de corrosión del metal.

### b) Diseño de la prótesis

La prótesis está diseñada basándose en la existencia de dos componentes:

1. Componentes de anclaje: son fijos, están en contacto directo con el hueso y sobre su superficie no se realizará movilidad.

2. Componentes de movilidad: son recambiables, quedan bloqueados sobre los anteriores y sobre ellos se realizarán los movimientos de la prótesis. Estos componentes estarán presentes tanto en los elementos femorales como en los cotiloideos.

### 2.1. Elementos femorales

- *Vástago del cuello*. Presenta una superficie rugosa (madrepórica), excepto en su extremo superior. El tallo es recto, su extremo distal es troncocónico y su diámetro mayor está en la zona metafisaria, lo que le permite una perfecta estabilidad y adaptarse de un modo anatómico a su lecho femoral, de este modo durante el período de tiempo necesario para que se inicie la osificación endostal (dos meses) la estabilidad de la prótesis está asegurada. En la cara externa de su extremo superior presenta una cresta antirrotatoria que queda incrustada en la superficie esponjosa del trocánter mayor, asegurando su orientación. También del extremo superior, pero en la cara medial, parte con un ángulo de 130 grados el cuello de sección troncocónica, que en su base posee la superficie de apoyo diafisario que forman un ángulo recto con el apoyo trocantérico.

En la actualidad, los vástagos pueden ser prácticamente personalizados, encontrándose una amplia gama, como la mostrada en la Imagen 22.



Imagen 22.: Diferentes tipos de vástagos

- *Cabeza.* Es el componente de la movilidad, metálica, de superficie lisa; en su espesor está labrado un tronco de cono que permite la introducción del cuello, sobre el que quedará bloqueada.

Al igual que ocurría con los vástagos, la cabeza también ofrece variedad. Muestra de ello es la Imagen 23.

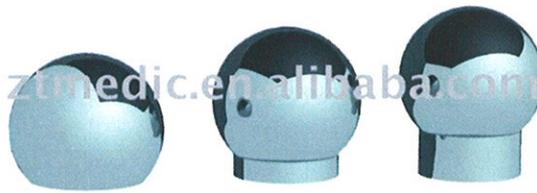


Imagen 23.: Cabeza femoral para la semi-cadera y la cadera total

## 2.2. Elementos cotiloideos

- *Anillo metálico.* Es el componente de anclaje, metálico (Franco-bal), de sección troncocónica, con una superficie interna lisa para albergar el núcleo de polietileno, y la superficie externa está formada por un paso de rosca de cuatro entradas autoterrajantes. Este anillo se adapta perfectamente al lecho que el cirujano labra en la cavidad cotiloidea y por ello disfruta de una estabilidad absoluta desde el mismo instante de su colocación. En el borde de mayor diámetro presenta un diente metálico sobre el que se bloquea el núcleo de polietileno, detalle apreciable en la Imagen 24.



Imagen 24.: Anillo metálico para prótesis de cadera

- *Núcleo de polietileno.* Es el componente de la movilidad, que se articula con la cabeza femoral y se encastra en el anillo metálico quedando bloqueado. Este material mejora los índices de fricción con la cabeza metálica, aumentando su duración y disminuyendo los detritos secundarios a la movilidad.

Este componente se conoce como sigue.

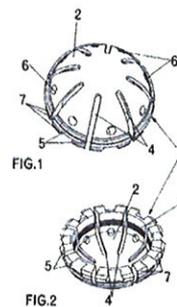


Imagen 25.: Núcleo de polietileno para prótesis de cadera

El explosionado de un ensamblaje de todos los componentes de una prótesis de cadera tendría el aspecto siguiente, Imagen 26.



Imagen 26.: Explosionado prótesis cadera

## SUPERFICIE DE CONTACTO Y REPARTO DE FUERZAS

La utilización de una superficie madreporica comporta numerosas ventajas para la estabilidad y el anclaje de la prótesis.

Las esferas son de un diámetro aproximado de un milímetro separadas entre sí 0,5mm., asegurándose de este modo el crecimiento endostal del hueso, quedando ocupados estos espacios libres por mamelones<sup>8</sup> óseos muy bien vascularizados y sólidos.

Desde un punto de vista teórico, como la superficie de las esferas es tangencial, se ofrecerían menos posibilidades de bloqueo que con otras superficies rugosas. Aunque la experiencia muestra que no se cumple la teoría, ya que la extracción es muy dificultosa cuando la superficie ósea está en buenas condiciones. Esto llevó a Lord a realizar algunos cambios en el diseño de su prótesis, que en la actualidad presenta una superficie estriada con el fin de facilitar su extracción, y aportando la ventaja de no llevar asociada una pérdida de estabilidad.

El apoyo oblicuo y transcervical que presenta la mayor parte de las prótesis no realiza un reparto óptimo de las solicitudes mecánicas en varo a las que se ven sometidas, sobre todo aquellas que presentan un vástago corto. Esta pieza femoral se comportaría como un pivote que transmite las fuerzas en su mayor parte a la punta del vástago, que se apoya sobre la cortical externa, por ello el hueso esponjoso metafisario comienza a reabsorberse y se favorece a nivel del calcar la fractura del cemento (si es que se utilizó), o bien reabsorción ósea que nos conducirá a la movilización de la misma y por ello a su fracaso.

Lord introdujo en el diseño de su prótesis el apoyo troncatéreo-diafisario, que minimizaba las fuerzas y no alteraba excesivamente el reparto de cargas. A

---

<sup>8</sup> Mamelón: pequeña prominencia ósea semejante a un pezoncillo

este factor unió la suficiente longitud del vástago femoral, distribuyendo las solitudes mecánicas a este nivel, lo que favorece la ausencia de reabsorción ósea metafisaria, que a su vez asegura la osificación endostal y la estabilidad de la prótesis

### 3.6. Artroplastia de cadera para enfermos jóvenes. Prótesis de cadera de superficie

La evolución de los materiales, los diseños y los procesos de fabricación han hecho que las prótesis duren más tiempo y podamos emplearlas con mayor expectativa de duración en enfermos más jóvenes. De todas formas, los modelos convencionales de prótesis precisan resecciones de hueso amplias que dificultan técnicamente el recambio.

Las prótesis de superficie (Hip Resurfacing Prosthesis) añaden a los más modernos materiales, un diseño que permite preservar una gran cantidad de hueso, lo cual facilita el recambio convirtiéndolo prácticamente en una intervención primaria. De esta manera la duración teórica se prolonga de forma sustancial.

En las prótesis de superficie, el par de fricción, es decir, *las superficies que rozan durante el movimiento, son ambas metálicas* y no hay ningún componente de polietileno, que es más frágil y se puede desgastar antes.

Otra diferencia con las prótesis convencionales es el *tamaño de la cabeza, que es mucho más grande*. Por esta razón la técnica quirúrgica es más exigente que en las prótesis convencionales.

Las prótesis de superficie están indicadas para pacientes jóvenes, incluyendo en este segmento poblacional a hombres de menos de 65 años y mujeres de menos de 60 años, siempre y cuando no estén en edad fértil.

La explicación de esta diferencia de edad entre hombres y mujeres se basa en la diferencia de calidad del hueso. Las mujeres tienen más posibilidades de osteoporosis y esto contraindica este tipo de implantes. Por otra parte la fricción entre las superficies puede soltar partículas metálicas que si bien no son perjudiciales para el receptor de la prótesis, no se conoce si puede tener algún efecto sobre el embrión.

Tampoco se pueden utilizar en casos de deformidades de la cabeza femoral muy evolucionadas, por lo que habitualmente no se pueden implantar en casos de secuelas por luxación congénita de cadera. Las mismas contraindicaciones de las prótesis convencionales, son de aplicación para estos modelos, enfermedades graves asociadas, alergia a metales, infecciones, etc.

El componente de la prótesis que sustituye a la cavidad donde encaja la cabeza, se coloca impactado y su superficie porosa se adhiere al hueso sin tener que utilizar ningún sistema de cementación. La cúpula que sustituye a la cabeza femoral se coloca con un cemento para que se pegue al hueso.

Por las características propias del diseño de esta prótesis, una complicación propia de ella, es la fractura del cuello femoral, pero es muy poco frecuente. Si se quisiese localizar este daño, la posición sería la mostrada en la Imagen 27.



Imagen 27.: Rotura de cuello femoral en prótesis de superficie

Los resultados son excelentes y gracias a esto se puede rechazar la idea preconcebida de retrasar el tratamiento. Ya no es necesario llegar a una edad avanzada para solucionar los problemas graves de cadera.

### 3.7. Desarrollo tecnológico de prótesis femorales en aleaciones metálicas biocompatibles

Uno de los casos que se puede llevar a estudio es aquel en el que mediante técnicas de *fundición* y *colada* en moldes de revestimiento cerámico, se pueden obtener piezas de controlada calidad macro y micro estructural en aleaciones metálicas biocompatibles cobalto/cromo. Para ello se han diseñado y construido matrices de cera que junto con racimos del mismo material hacen posible la obtención de moldes cerámicos de acuerdo a la técnica "investment casting" para prótesis de cadera tipo Charnley. En un estudio de este tipo se podrían observar variables dimensionales, tipo y tamaño de grano, propiedades mecánicas...

El campo de los biomateriales ha evolucionado gracias al avance del conocimiento en el diseño de aleaciones y estructuras con propiedades físicas, químicas y biológicas que se ajustan a los requerimientos de cada aplicación. Para una correcta orientación es necesario un proceso integrado que abarque desde la preparación de las aleaciones con materiales de pureza, la colada de piezas libres de macro y micro defectos y la interacción de cada componente protésico con el tejido biológico. En este sentido los parámetros de solidificación que determina la naturaleza de las estructuras son el gradiente térmico, la velocidad de crecimiento y las variables de la aleación, donde la velocidad de enfriamiento y el tiempo local de solidificación son parámetros significativos en cuanto a la estructura de grano final, fases presentes, microsegregación, tamaño del espacio dendrítico y microrrechupes. Si bien el efecto de la temperatura de colada sobre la evolución de la macroestructura es conocido, su efecto sobre la microestructura no ha sido explorado en detalle. *Curch* demostró que altas velocidades de enfriamiento reducen el espaciado dendrítico primario. Otros autores establecie-

ron predicciones del espaciado dendrítico en los procesos de colada de acero de bajo carbono. Estas aleaciones de bajo carbono están definidas específicamente por el comité de bioimplantes de la "American Standard Testing Materials" como aleaciones para la fabricación, por fundición, de productos biocompatibles para la utilización en seres humanos.

En la obtención de las prótesis de cadera por fundición, es imprescindible el seguimiento de un proceso cronológico que comienza con el trabajo de matricería. Esta tarea tiene como fin obtener una serie de modelos de cera de prótesis de cadera para la preparación de los moldes de revestimiento cerámico de zirconia. A continuación es necesario el estudio del efecto del sobrecalentamiento del metal líquido sobre las macro y micro estructuras resultantes en implantes de cadera colados con aleaciones biocompatibles. A las piezas y probetas que se obtienen de esta primera tarea se les realiza un tratamiento térmico de homogeneización y disolución de carburos según las especificaciones de las normas vigentes.

Una vez hecho el control dimensional cada componente femoral es sometido a ensayos no destructivos de tintas penetrantes fluorescentes, que evidenciarán cualquier presencia de poros, fisuras o pliegues superficiales (que serán motivo de rechazo). A continuación se verificará la sanidad interna mediante controles por rayos X. Los análisis metalográficos de macroestructura externa e interna se efectuarán a cortes longitudinales y transversales en las zonas de la cabeza, media y raíz de las prótesis femorales, a fin de calcular el tamaño promedio de los granos en cada zona, el espaciado dendrítico primario y la presencia de microrechupes, fases presentes, microsegregación y carburos no deseables. Para esto último se requerirá un microscopio óptico conectado con una interfaz a un sistema de captura y análisis de imágenes. Con posterioridad se efectuará un análisis de composición por espectroscopia de emisión; así como ensayos de propiedades mecánicas de microdureza y resistencia a la tracción.

Por último las prótesis son mecanizadas en un torno CNC, con un dispositivo especial de fijación en las zonas de cabeza y cuello, y se continúa con un pulido final. La prótesis es desengrasada con detergente quirúrgico y pasivada con ácido nítrico. Esta limpieza final, desinfección, esterilización y envasado se realiza en una cabina de flujo de aire laminar vertical tipo 100 (partículas de 0,5 micras por pie<sup>3</sup>).

Para un mecanizado fino que simplifique el pulido final en la zona de cabeza y cuello, se sobredimensionan estas partes mencionadas.

La matriz será construida con un porcentaje de aumento volumétrico del 3% para compensar la contracción de la cera y de la aleación metálica.

El sistema adoptado en el mecanismo de colada tiene dos entradas de metal por pieza y un canal principal de llenado para todas las piezas que integran el molde (junto con las probetas para análisis de químicos y para ensayos mecánicos).

La fusión se realiza en un horno de inducción en atmósfera semiconfinada de argón. Los moldes fueron mantenidos en el interior de una mufla a una temperatura de mil grados centígrados hasta el momento de colada.

En las piezas y probetas fundidas se puede observar que el tamaño de grano es diferente en distintas zonas de la pieza, puesto que la geometría de la misma involucra diferentes condiciones de extracción calórica. En general, el tamaño de grano será mayor en la cercanía de los canales de colada (mientras que el menor tamaño de grano se encontró en la raíz). Un sobrecalentamiento de 125° C. es el más conveniente para la obtención de prótesis de cadera con geometría tipo Charnley, encontrándose la temperatura de colada entre 1460°C y 1545°C.

#### 4. Modelado en 3D del implante

Como primera tarea a la hora de poder realizar la construcción en 3D del modelo que posteriormente iba a ser simulado mediante elementos finitos, surgía la necesidad de poseer un ejemplar que hiciera las veces de patrón.

Sabida esta exigencia, se obtuvo durante un período de tiempo determinado, un implante real del que poder tomar medidas exactas. De dicha muestra, y mediante un calibre o pie de rey digital (con precisión a la centésima de milímetro), se extrajeron cada una de las magnitudes obligadas para la construcción de los croquis que definirían el volumen.

La herramienta que facilitó la confección de los patrones se asemejaba a la que a continuación se ve en la Imagen 28.



Imagen 28.: Pie de rey digital

Una vez logradas las medidas características de la prótesis, se procedió al comienzo de la operación de modelado mediante un software específico de CAD. El programa del que se tomó servicio fue SolidWorks 2009, que brindaba los útiles adecuados para iniciarse en la labor del momento.

Si bien es cierto que cada uno de los componentes del implante requería atención a la hora de modelar, también es honesto reconocer que la pieza más peliaguda a la que dar forma resultó ser el vástago (cabeza incorporada en él).

Mientras que el anillo metálico y el núcleo de polietileno surgían tras una operación de revolución (con sus cortes y extrusiones pertinentes), el elemento femoral demandó para su elaboración varias operaciones de recubrimiento a las que se debían adicionar extrusiones, cortes y revoluciones.

El resultado de este largo proceso dio origen a una copia en 3D de la pieza protésica que se había tomado como referencia. Da fe de ello la comparativa visual que se puede hacer al cotejar las imágenes que a posteriori se ofrecen.

El primer cotejo será el que se establezca en la figura del ensamblaje completo. Aquí, pueden distinguirse los componentes femorales y los cotiloideos en una posición arbitraria.

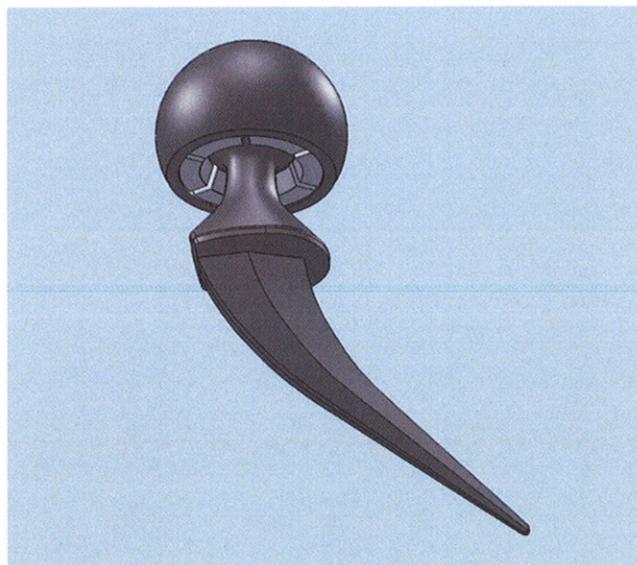


Imagen 29.: Prótesis de cadera realizada en CAD



Imagen 30.: Fotografía de la réplica real de la prótesis

Seguidamente, puede verificarse la analogía que existe en el vástago del implante, sin olvidar que la cabeza está fija a él dando lugar a una estructura única.

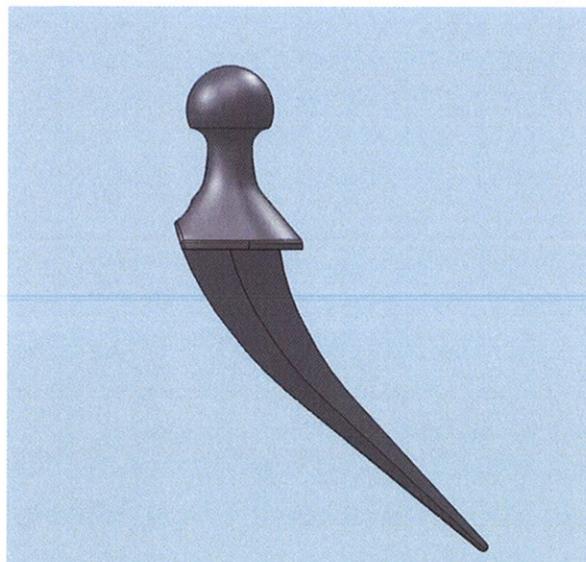


Imagen 31.: Elementos femorales realizados en CAD



Imagen 32.: Fotografía del componente femoral

Esta similitud es de nuevo irrefutable cuando los núcleos de polietileno se confrontan. Tan sólo el acabado que ofrece el CAD es muestra de discontinuidad.

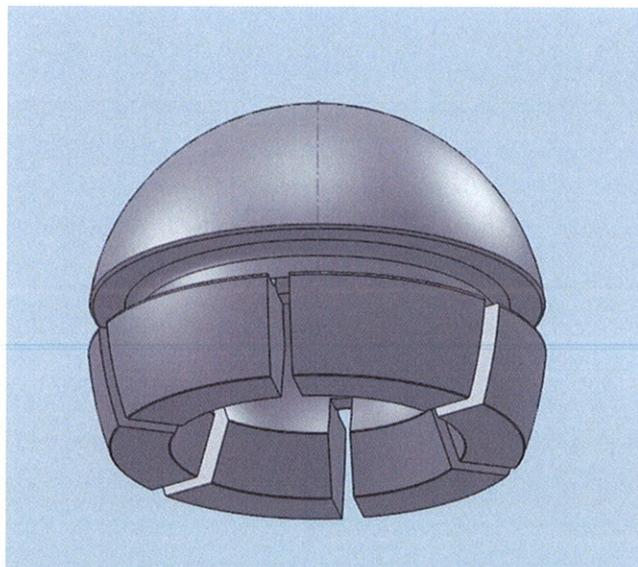


Imagen 33.: Núcleo de polietileno realizado en CAD



Imagen 34.: Fotografía del núcleo de polietileno patrón

Y para terminar con la paridad de los componentes ejecutados en CAD, se expone el anillo metálico. Imágenes de componentes reales e informáticos dan testimonio de que el progreso de estos *softwares* es a día de hoy una actividad extraordinariamente lograda.

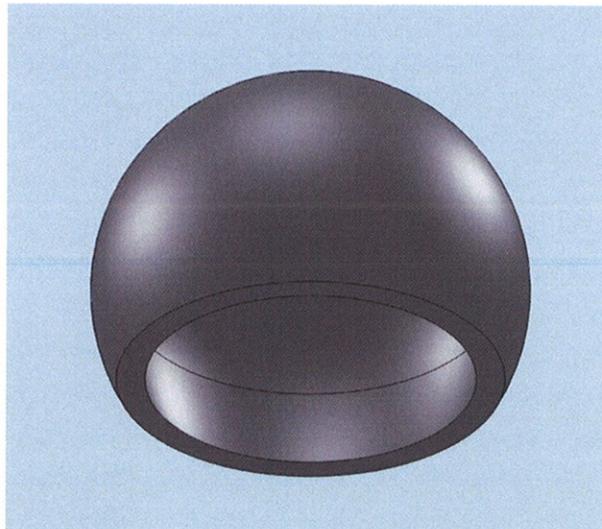


Imagen 35.: Anillo metálico realizado en CAD



Imagen 36.: Fotografía del anillo metálico físico

Acto seguido, y tras haber examinado cada uno de los elementos que van a ser procesados mediante el método de los elementos finitos, se da una completa reseña de a qué se conoce como MEF, y de cuáles son los aportes ingenieriles que es capaz de otorgar.

## 5. Método de los elementos finitos

El método de los elementos finitos (MEF) puede ser definido como una aplicación numérica que surgió para la solución de problemas de ingeniería que implican un alto grado de complejidad, tanto a nivel matemático como físico. Es habitual que las aplicaciones que requieren su uso posean geometrías arduas con aporte de dificultad por parte de los materiales que las constituyen.

Dado que el problema a estudiar tiene que ser discretizado<sup>9</sup>, los valores que se arrojan para las incógnitas planteadas, son aproximados, y en ningún caso fiables al cien por cien.

### 5.1. Historia

El método de los elementos finitos (MEF) para aplicaciones en el sector de la ingeniería, podría decirse que es de reciente aparición, aunque los verdaderos comienzos de este tipo de análisis datan de 1.941, cuando Hrennikoff expuso una solución a los problemas de elasticidad empleando lo que por entonces se conocía como “frame work”. Pero fue dos años más tarde cuando se produjo un novedoso avance. Courant mostró sus trabajos acerca de interpolaciones lineales que se basaban en subregiones triangulares para problemas de torsión.

De nuevo, a mediados de la década de los cincuenta, un olvidado Tuner, reveló al mundo matemático su desarrollo de matrices de rigidez para la resolución de problemas de elasticidad tanto en barras como en vigas (elementos a destacar entre otros muchos).

Así pues, tomando los hallazgos de Tuner como referencia, las corporaciones Mac-Neal- Schwendler and Computer Science idearon lo que fue el primer código de elevada importancia para el análisis de elementos finitos, NASTRAN. A partir de ese momento, fue usado en la industria aeroespacial, aunque también fue aplicado en el sector de la ingeniería civil para el exhaustivo análisis de estructuras..

Sin embargo, el término de elemento finito no fue utilizado hasta 1.960, año en el que Clough lo expresó por primera vez. En ese mismo decenio, 1.967, los

---

<sup>9</sup> Discretizado: dicese de lo que sufre discretización. Es un proceso de modelación de un cuerpo que consiste en la división equivalente del mismo, en un sistema conformado por cuerpos más pequeños (elementos finitos) interconectados por medio de puntos comunes o nodos.

autores Zienkiewicz y Chung, publicaron lo que sería el primer libro editado de elementos finitos.

Pero no hay que olvidar que para poder tener resultados notorios como lo son los plasmados en el Apolo, fueron necesarias aportaciones económicas, inversiones de tiempo, duras tareas de investigación y análisis, y trabajo, mucho trabajo.

Es gracias a todo ello, que en la actualidad se logran grandes avances tecnológicos. Esta poderosa herramienta está permitiendo que en campos tan variados como lo son la biomedicina o el prototipaje de vehículos automóviles, se puedan llevar a cabo análisis con conclusiones y resultados magestuosos.

Y si a todo esto le sumamos el avance que en paralelo se está siguiendo en el mundo del modelado 3D (CAD), en el gremio de los nuevos materiales y en el mundo informático, es fácil percibir que obtener ecuaciones resolutivas de cada problema es ahora tangible, y no inalcanzable como se pensaba en los comienzos.

## 5.2. Aplicación del MEF en ingeniería

Es por todos conocido que, desde tiempos solariegos la mayor preocupación del hombre se ha focalizado en conocer a fondo los mecanismos de la naturaleza para poder sacar provecho de ellos. Sin embargo, no ha sido hasta la época reciente, con el avance computacional, que se ha podido tener acceso a la solución de ambiciosos problemas.

La ingeniería ha desarrollado y evolucionado métodos numéricos capaces de resolver sistemas algebraicos de ecuaciones con varios cientos de miles de incógnitas para simulaciones de diversa índole. Algunas de las ramas que han arraigado esta aplicación con más fuerza, se exponen a continuación.

### *Mecánica de sólidos*

Dentro de esta rama de la ingeniería, es posible comprobar cómo un gran número de estructuras de ingeniería civil, son modeladas desde su concepción utilizando técnicas de elementos finitos. Las cargas que se aplican en estos casos pueden ser estáticas o con modos de vibración, y pueden incorporarse incluso a análisis de estructuras ancestrales.

En este sector, se incluye también la biomecánica, con cálculos descriptivos como los que se aplicarán a la prótesis de cadera en estudio, o como el de la imagen que se muestra a continuación, en la que se observa la repercusión de un golpe sobre un cráneo humano.

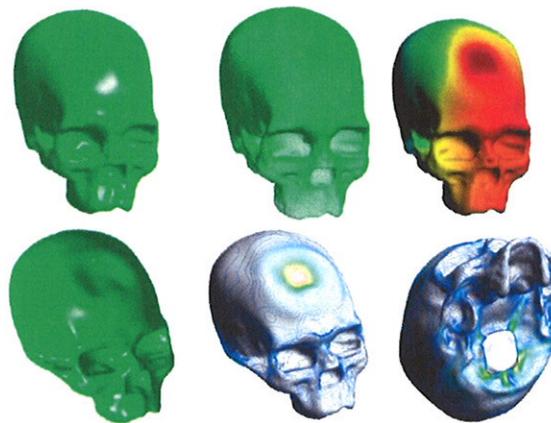


Imagen 37.: Simulación de un golpe sobre un cráneo humano

### *Mecánica de fluidos*

En esta rama de la ingeniería, las ecuaciones que gobiernan el fenómeno físico tienen ciertas peculiaridades que las hacen difíciles de abordar desde el punto de vista numérico.

Un aspecto relevante que se une a la aplicación en este sector, es el de crear laboratorios virtuales para modelar fenómenos físicos, como cuando una estructura es influenciada por la fuerza del viento, como se ve a continuación.

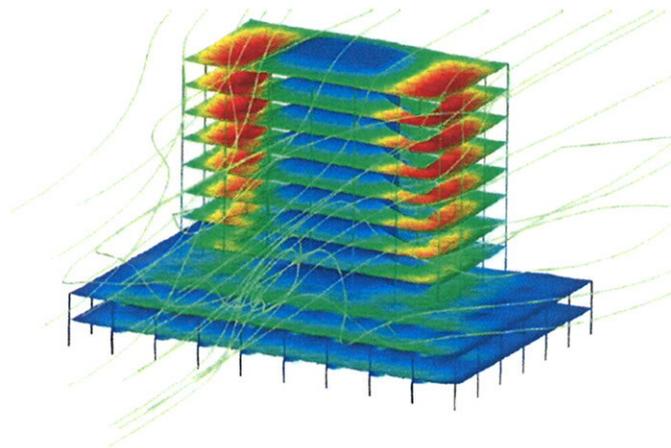


Imagen 38.: Simulación numérica de la interacción fluido- estructura

### Aeronáutica

El MEF, en esta aplicación, permite optimizar la forma geométrica exterior del vehículo en movimiento, de manera que su resistencia al avance sea la mínima posible, lo que permitirá tener una vida útil más larga, menor consumo de combustible, que sea menos contaminante o que sea más ligero (más barato de producir).

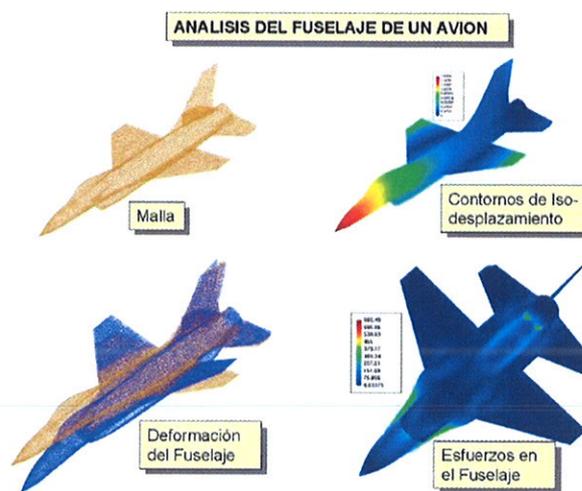


Imagen 39.: Simulación numérica sobre el fuselaje de un avión F16

Aunque se podrían seguir citando innumerables aplicaciones de la tecnología de simulación por elementos finitos, con esta pequeña muestra queda demostrado cuán importante resulta esta herramienta de cálculo a día de hoy.

### 5.3. Teoría del método.

#### 5.3.1. Conceptos

Partiendo de que la idea general del método de los elementos finitos, radica en que es fundamental la división de un cuerpo continuo en un conjunto de pequeños elementos interconectados entre sí por una serie de puntos llamados nodos, es concluyente que las ecuaciones que rigen el comportamiento del continuo, también lo harán de cada uno de los elementos menores.

De este modo es posible convertir un sistema continuo de infinitos grados de libertad, en uno con un número de grados de libertad finitos, cuyo comportamiento será modelado por un sistema de ecuaciones lineales, o no.

Si se procede a analizar un sistema cualquiera, podrían distinguirse los conceptos siguientes:

- a) Dominio: resulta ser el espacio geométrico donde se analiza el sistema
- b) Condiciones de contorno: definidas como las variables conocidas capaces de condicionar el cambio del sistema. Entre ellas se encuentran las cargas, los desplazamientos, las temperaturas, el voltaje, los focos de calor...
- c) Incógnitas: explicadas como las variables del sistema que se desean conocer después de que las condiciones de contorno hayan actuado sobre el mismo. Cabe destacar algunas como los desplazamientos, las tensiones o las temperaturas.

Un esquema visual de estos conceptos podría estar representado por la imagen que a posteriori se adjunta.

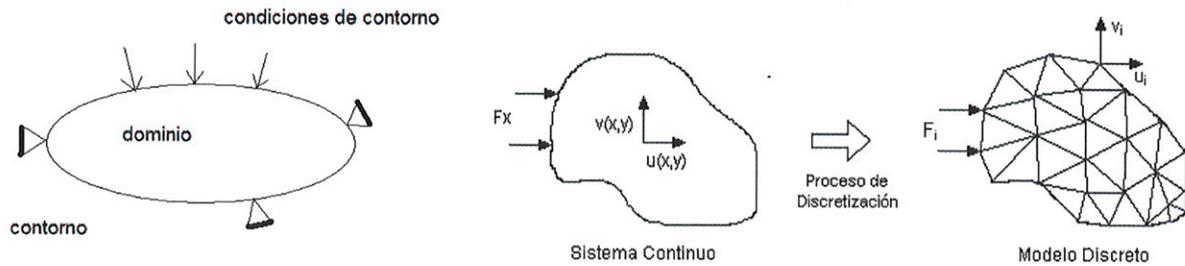


Imagen 40.: Esquema conceptual

El MEF, por lo tanto, supone que para solucionar un problema el dominio ha debido ser discretizado en subdominios denominados **elementos**. Dependiendo de si se trata de una masa, un caso lineal, bidimensional o tridimensional, el dominio se dividirá en puntos, líneas, superficies o volúmenes, respectivamente.

Cada elemento estará definido por un número discreto de puntos, denominados **nodos**, y sobre estos se materializarán las incógnitas fundamentales del problema.

Si se atiende a elementos estructurales (como es el caso del implante de cadera), las incógnitas serán los desplazamientos nodales, ya que de ellos se podrá extraer información precisa de tensión y/o deformación. Estas incógnitas reciben el nombre de grados de libertad, y son propias de cada nodo del modelo.

Así pues se concluye que, los **grados de libertad** (GDL) de un nodo son las variables que determinan el estado y/o posición del nodo.

Ahora bien, el MEF es apto sólo para calcular valores para los GDL únicamente en los nodos, y es la función de forma la que proporciona la distribución de resultados dentro del propio elemento. Por ello, cuando se habla de una **función de forma**, se alude a una función matemática que representa el com-

portamiento asumido dentro de un determinado elemento, en consecuencia con sus propiedades físicas reales, y que valida la solución en los nodos a lo largo de dicho elemento.

Por último, destacar que, si se construyese una estructura de nodos que diese forma al elemento en análisis, se conseguiría una **mall**a que originaría una réplica lo más parecida posible al sistema de partida.

### 5.3.2. Fundamentos de los elementos finitos

Es cierto, que puesto que uno de los fundamentos en los que se basa el método de los elementos finitos es la discretización de los cuerpos a estudio, este método puede llegar a ser uno de los más complejos a lo que a su matemática se refiere. Es así debido a que se deben realizar una o más ecuaciones que representen el comportamiento de cada división a que ha sido sometido el cuerpo.

Y para que pueda ser aplicado el MEF, una serie de requisitos deben ser tenidos en cuenta para su cumplimiento:

- a) Una función continua bajo un dominio global puede aproximarse por una serie de funciones operando bajo un número finito de pequeños subdominios. Esta serie de funciones serán continuas y podrán aproximarse a la solución exacta, así como el número de subdominios se aproxima infinitamente a la pieza de estudio.
- b) El dominio global del cuerpo está dividido en subdominios llamados *elementos*.
- c) Los puntos que definen las uniones y conexiones entre los elementos son llamados *nodos o puntos nodales*.
- d) Los elementos son especificados como uniones en sus nodos comunes, y son asumidos de esta manera por ser agrupaciones continuas a lo largo de sus fronteras. Cualquier función que represente el comportamiento de este nodo, es asumida para ser igualmente continua en las fronteras.

- e) La función que existe bajo el dominio, es resuelta explícitamente para los puntos nodales. Se asume que el valor de la función en cualquier punto interno puede ser definido en términos de variables nodales del elemento de estudio.
- f) Las variables nodales se refieren a los grados de libertad, y estos son los tres que corresponden a los desplazamientos, y los tres que corresponden a las rotaciones para el sistema de coordenadas cartesianas.
- g) La colección completa de elementos representa una aproximación a los dominios de la geometría, y con todo ello, tener una gran exactitud de la pieza de estudio.
- h) Los puntos nodales se refieren a puntos para una evaluación de la función, y no representan físicamente puntos de conexión del dominio.

Expuesta esta información, queda constatado que para la correcta aplicación de esta poderosa herramienta, se han de cumplir y tener presentes cada uno de los enunciados anteriores.

### 5.3.3. Planteamiento del problema

Si se establece que el caso a estudio (implante de cadera) pertenece a un problema estructural, queda patente que la solución que se busca en todo el dominio incurrirá en desplazamientos (mostrando el campo de desplazamientos completo), el campo de deformaciones y el campo de tensiones.

Pero para poder llegar a la solución, será preciso cercar una serie de condiciones:

- Las deformaciones han de ser compatibles con los desplazamientos.
- Se deberán formular las ecuaciones constitutivas que establezcan una relación correcta y adecuada entre la tensión y la deformación. Éstas representarán un comportamiento real del material.

-Se empleará el Principio de los Trabajos Virtuales como equivalente a plantear las ecuaciones de equilibrio del problema.

La resolución analítica de las ecuaciones diferenciales que satisfacen la condición final de equilibrio, es de muy elevada dificultad, incluso en la mayoría de los casos, imposible. Por eso, la mayor ventaja que ofrece el método de los elementos finitos, consiste en poder reducir esta expresión a una cierta y más sencilla.

Si al problema dado se le aplican los fundamentos del método detallados con anterioridad, se encontrará una solución en todo el dominio. Este dominio habrá sido dividido en subdominios, que a su vez habrán originado una malla que unida al planteamiento de sus respectivas ecuaciones, poseerá una solución raíz de la formulación discreta del problema.

#### 5.3.4. Teoría de la elasticidad

La razón de que se proceda a exponer la Teoría de la Elasticidad radica en que el método de los elementos finitos tiene considerada este fundamento matemático como uno de sus pilares infranqueables.

Se comienza por hacer alusión a la definición de "medio continuo". Este término designa un conjunto infinito de partículas que forman parte de, por ejemplo, un sólido, un fluido o un gas, y que va a ser analizado microscópicamente, es decir, que no se van a considerar las posibles discontinuidades existentes en el nivel microscópico. Consecuentemente, se admite que no hay discontinuidades entre las partículas, y que la descripción matemática de este medio y de sus propiedades se puede expresar mediante funciones continuas.

La descripción más elemental del movimiento del medio continuo viene dada por funciones matemáticas que describen la posición de cada una de las partícu-

las a lo largo del tiempo. En general, un requisito indispensable es que estas funciones y sus derivadas, sean continuas.

Asimismo, se supone que el medio continuo está constituido por infinitas partículas (puntos materiales) que ocupan diferentes posiciones del espacio físico durante su movimiento a lo largo del tiempo. Este concepto queda resumido a través de la Imagen 41.

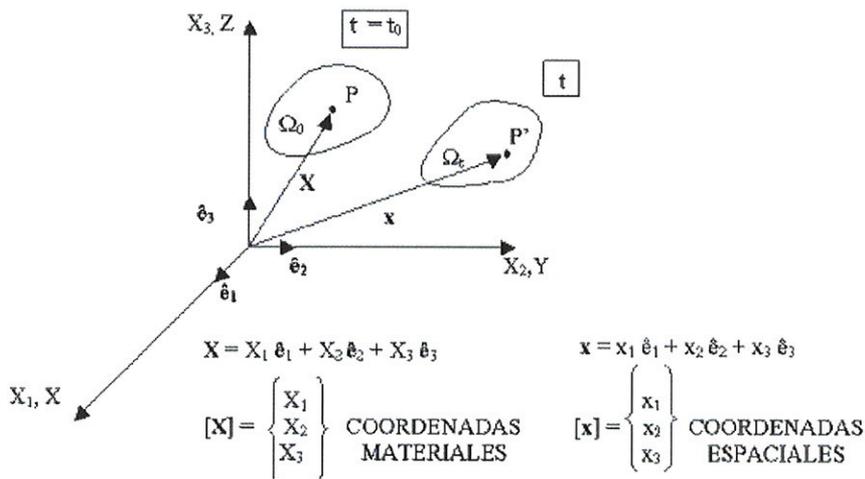


Imagen 41.: Concepto de Medio Continuo

Seguidamente, se especifica la configuración del medio continuo en el instante  $t$ ,  $\Omega_t$ , como el lugar geométrico de las posiciones que ocupan en el espacio los materiales (partículas) del medio continuo en dicho instante.

Dentro de este mismo campo, el instante de referencia hará mención a un cierto instante del intervalo de tiempo de interés que cumplirá que  $t=t_0$ .

Del mismo modo, la configuración inicial se entenderá como la configuración del medio continuo en el instante de referencia, y se denotará por  $\Omega_0$ . Todos los términos desarrollados se verán clarificados mediante la Imagen 42.

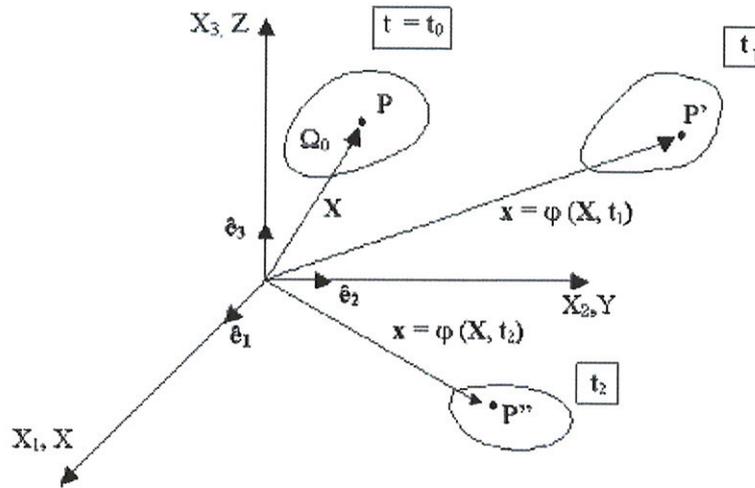


Imagen 42.: Configuración del Medio Continuo

El movimiento de las partículas del medio continuo puede describirse entonces por la evolución de sus coordenadas espaciales a lo largo del tiempo. Matemáticamente esto requiere conocer una función que para cada partícula (identificada por una etiqueta) proporcione sus coordenadas espaciales  $x_i$  en los sucesivos instantes de tiempo. Como etiqueta que caracteriza unívocamente a cada partícula pueden elegirse sus coordenadas materiales  $X_i$ , obteniéndose las *ecuaciones de movimiento* siguientes:

$$x = \varphi(\text{partícula}, t) = \varphi(X, t)$$

$$x_i = \varphi_i(X_1, X_2, X_3, t) \text{ donde } i \in \{1, 2, 3\}$$

La descripción matemática de las propiedades de las partículas del medio continuo puede hacerse de dos formas alternativas:

-La descripción material (generalmente utilizada en la Mecánica de Sólidos):

$$\rho = \bar{\rho}(X, t) = \bar{\rho}(X_1, X_2, X_3, t)$$

-La descripción espacial (generalmente utilizada en la Mecánica de Fluidos):

$$\rho = \rho(X, t) = \rho(x_1, x_2, x_3, t)$$

Enunciado lo anterior, se podría definir desplazamiento como la diferencia entre los vectores de posición de una misma partícula en las configuraciones actual y de referencia.

El desplazamiento de una partícula  $P$  en un instante determinado viene definido por un vector  $U$  que une los puntos del espacio  $P$  (posición inicial) y  $P'$  (posición en el instante actual  $t$ ) de la partícula.

El desplazamiento de todas las partículas del medio continuo define el campo material de desplazamiento  $U(X,t)$ .

$$U(X, t) = x(X, t) - X$$

$$U_i(X, t) = x_i(X, t) - X_i \quad \text{donde } i \in \{1,2,3\}$$

Analíticamente, quedaría expresado mediante el esquema que muestra la Imagen 43.

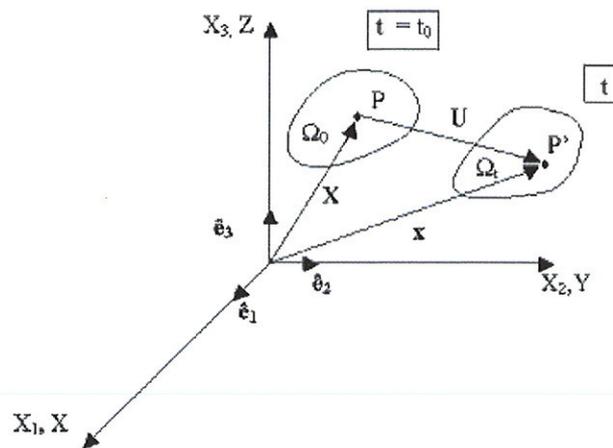


Imagen 43.: Campo material de desplazamiento

Ahora bien, en el contexto más general, el concepto de deformación se refiere al estudio de movimiento relativo de una partícula determinada con respecto de las partículas situadas en un entorno diferencial de aquella.

Considérense pues, una partícula del medio continuo, que ocupa el punto del espacio  $P$  en la configuración de referencia, y otra partícula  $Q$  separada de la anterior en un entorno diferencial  $dX$ . Dichas partículas ocuparán las posiciones del espacio  $P'$  y  $Q'$  en la configuración actual y estarán separadas entre sí un entorno diferencial  $dx$ . La expresión que relaciona estos términos diferenciales  $dX$  y  $dx$  es el llamado "Tensor gradiente de deformación"  $F(X,t)$ , representado en la Imagen 44.

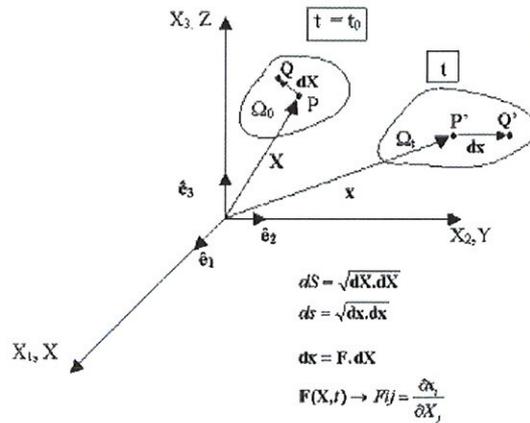


Imagen 44.: Tensor gradiente de deformación

Una medida de la deformación es la siguiente:

$$(ds)^2 - (dS)^2 = \dots = 2dX \cdot E \cdot dX$$

Al tensor  $E$  se le denomina "Tensor material de deformación de Green-Lagrange", y posee la siguiente expresión en función de los desplazamientos:

$$E(X,t) \rightarrow E_{ij} = \frac{1}{2} \left[ \frac{\partial U_i}{\partial X_j} + \frac{\partial U_j}{\partial X_i} + \frac{\partial U_k}{\partial X_i} \frac{\partial U_k}{\partial X_j} \right] \text{ donde } i, j \in \{1,2,3\}$$

donde, por ejemplo, si se desarrolla la expresión de algunos términos se tendrá:

$$E_{11} = \frac{\partial U_1}{\partial X_1} + \frac{1}{2} \left[ \frac{\partial U_1}{\partial X_1} \frac{\partial U_1}{\partial X_1} + \frac{\partial U_2}{\partial X_1} \frac{\partial U_2}{\partial X_1} + \frac{\partial U_3}{\partial X_1} \frac{\partial U_3}{\partial X_1} \right]$$

$$E_{12} = \frac{1}{2} \left[ \frac{\partial U_1}{\partial X_2} \frac{\partial U_2}{\partial X_1} \right] + \frac{1}{2} \left[ \frac{\partial U_1}{\partial X_1} \frac{\partial U_1}{\partial X_2} + \frac{\partial U_2}{\partial X_1} \frac{\partial U_2}{\partial X_2} + \frac{\partial U_3}{\partial X_1} \frac{\partial U_3}{\partial X_2} \right]$$

$$E_{13} = \frac{1}{2} \left[ \frac{\partial U_1}{\partial X_2} \frac{\partial U_3}{\partial X_1} \right] + \frac{1}{2} \left[ \frac{\partial U_1}{\partial X_1} \frac{\partial U_1}{\partial X_3} + \frac{\partial U_2}{\partial X_1} \frac{\partial U_2}{\partial X_3} + \frac{\partial U_3}{\partial X_1} \frac{\partial U_3}{\partial X_3} \right]$$

Analizando la expresión del Tensor de deformación de Green-Lagrange se observa que la misma se puede dividir en una parte lineal y en otra no lineal respecto al gradiente de los desplazamientos:

$$E(X, t) \rightarrow E_{ij} = \underbrace{\frac{1}{2} \left[ \frac{\partial U_i}{\partial X_j} + \frac{\partial U_j}{\partial X_i} \right]}_{\text{Parte lineal}} + \underbrace{\frac{1}{2} \left[ \frac{\partial U_k}{\partial X_i} \frac{\partial U_k}{\partial X_j} \right]}_{\text{Parte no lineal}} \text{ donde } i, j \in \{1, 2, 3\}$$

Y dentro de las deformaciones, se puede encontrar la conocida teoría de la deformación infinitesimal, también denominada teoría de las pequeñas deformaciones. Ésta se basa en dos hipótesis de simplificadas sobre la teoría general (o de deformaciones finitas) vista anteriormente:

- 1.) Los desplazamientos son muy pequeños frente a las dimensiones típicas del medio continuo.

$$\|U\| \ll \|X\|$$

- 2.) Los gradientes de los desplazamientos son muy pequeños (infinitesimales).

En virtud de la primera hipótesis, las configuraciones de referencia ( $\Omega_0$ ) y actual ( $\Omega_t$ ), están muy próximas entre sí y se consideran indistinguibles una de otra. En consecuencia, las coordenadas materiales,  $X$ , y las espaciales,  $x$ , coinciden y ya no tiene sentido hablar de descripciones material y espacial.

La segunda hipótesis puede escribirse matemáticamente como:

$$\left| \frac{\partial U_i}{\partial x_j} \right| \ll 1 \quad \forall i, j \in \{1, 2, 3\}$$

Lo cual implica que la parte no lineal del Tensor de Green-Lagrange será despreciable:

$$\frac{1}{2} \left[ \frac{\partial U_k}{\partial x_i} \frac{\partial U_k}{\partial x_j} \right] \cong 0 \quad \forall i, j \in \{1, 2, 3\}$$

Despreciando por tanto la parte no lineal del Tensor de Green-Lagrange y teniendo en cuenta que las coordenadas materiales y espaciales coinciden, se obtiene la expresión del Tensor de deformación infinitesimal:

$$\varepsilon_{ij} = \frac{1}{2} \left[ \frac{\partial U_j}{\partial x_i} + \frac{\partial U_i}{\partial x_j} \right] \quad \forall i, j \in \{1, 2, 3\}$$

Si se expresa la expresión anterior en el sistema de coordenadas de ejemplo, se tendrá:

$$\varepsilon_{ij} = \begin{bmatrix} \varepsilon_{xx} & \varepsilon_{xy} & \varepsilon_{xz} \\ \varepsilon_{xy} & \varepsilon_{yy} & \varepsilon_{yz} \\ \varepsilon_{xz} & \varepsilon_{yz} & \varepsilon_{zz} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \varepsilon_{11} & \varepsilon_{12} & \varepsilon_{13} \\ \varepsilon_{21} & \varepsilon_{22} & \varepsilon_{23} \\ \varepsilon_{31} & \varepsilon_{32} & \varepsilon_{33} \end{bmatrix}$$

Cuyas componentes tendrán las siguientes expresiones en función de los desplazamientos:

$$\varepsilon_{xx} = \frac{\partial u}{\partial x}; \quad \varepsilon_{yy} = \frac{\partial v}{\partial y}; \quad \varepsilon_{zz} = \frac{\partial w}{\partial z}$$

$$\varepsilon_{xy} = \varepsilon_{yx} = \frac{1}{2} \left[ \frac{\partial u}{\partial y} + \frac{\partial v}{\partial x} \right]; \quad \varepsilon_{xz} = \varepsilon_{zx} = \frac{1}{2} \left[ \frac{\partial u}{\partial z} + \frac{\partial w}{\partial x} \right]; \quad \varepsilon_{yz} = \varepsilon_{zy} = \frac{1}{2} \left[ \frac{\partial v}{\partial z} + \frac{\partial w}{\partial y} \right]$$

Hay una importante tradición en ingeniería de usar una particular denominación para las componentes del tensor infinitesimal, lo que constituye la denominada notación ingenieril, en contraposición con la notación científica generalmente empleada en la Mecánica de Medios Continuos.

Ambas notaciones se pueden sintetizar como sigue:

$$\varepsilon_{ij} = \begin{bmatrix} \varepsilon_{xx} & \varepsilon_{xy} & \varepsilon_{xz} \\ \varepsilon_{xy} & \varepsilon_{yy} & \varepsilon_{yz} \\ \varepsilon_{xz} & \varepsilon_{yz} & \varepsilon_{zz} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \varepsilon_{11} & \varepsilon_{12} & \varepsilon_{13} \\ \varepsilon_{21} & \varepsilon_{22} & \varepsilon_{23} \\ \varepsilon_{31} & \varepsilon_{32} & \varepsilon_{33} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \varepsilon_x & \frac{1}{2}\gamma_{xy} & \frac{1}{2}\gamma_{xz} \\ \frac{1}{2}\gamma_{xy} & \varepsilon_y & \frac{1}{2}\gamma_{yz} \\ \frac{1}{2}\gamma_{xz} & \frac{1}{2}\gamma_{yz} & \varepsilon_z \end{bmatrix}$$

Notación científica

Notación ingenieril

Las componentes del tensor deformación situadas en la diagonal principal ( $\varepsilon_x$ ,  $\varepsilon_y$ , y  $\varepsilon_z$ ) son denominadas deformaciones longitudinales. Mientras que las componentes del tensor deformación situadas fuera de la diagonal principal ( $\gamma_{xy}$ ,  $\gamma_{xz}$  y  $\gamma_{yz}$ ) son denominadas deformaciones tangenciales o de cizalladura. Su significado puede quedar representado mediante las figuras: Imagen 45. e Imagen 46.

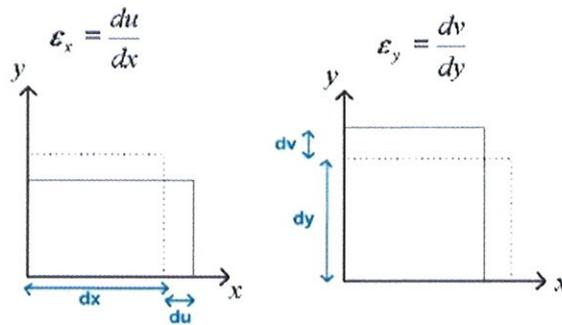


Imagen 45.: Deformaciones longitudinales

$$\gamma_{xy} = \omega_1 + \omega_2 = \left( \frac{dv}{dx} + \frac{du}{dy} \right)$$

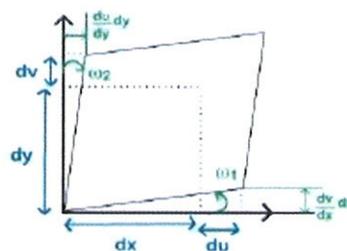


Imagen 46.: Deformaciones tangenciales

En este capítulo, también es conveniente mencionar las fuerzas másicas y superficiales. De este modo, se entiende por fuerzas másicas aquellas que se ejercen a distancia sobre las partículas del interior del medio continuo. La gravedad, la inercia o la atracción magnética están incluidas en este grupo. Igualmente, se puede decir que las fuerzas superficiales son las que actúan sobre el contorno del volumen del sólido considerado, y pueden considerarse producidas por las acciones de contacto e las partículas situadas en el contorno de sólidos con el exterior mismo. Una muestra gráfica de esta clasificación es la que se expone en la Imagen 47.

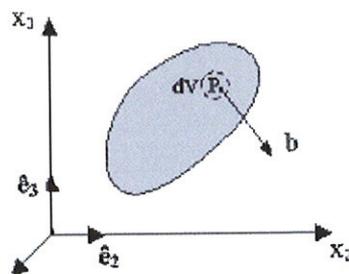


Imagen 47.: Fuerzas másicas

Y tras haber introducido deformaciones y desplazamientos, llega el turno de las tensiones. Considérese un sólido sobre el que actúan las correspondientes fuerzas másicas y superficiales, y se considérense además una partícula  $P$  del interior del sólido y una superficie arbitraria, que pasa por el punto  $P$  y de normal unitaria  $n$  en dicho punto, y que divide al medio continuo en dos partes. En la superficie de corte, considerada ahora como parte del contorno de cada uno de estos volúmenes, actuarán las fuerzas superficiales debidas al contacto entre ambos. En un diferencial de área  $\Delta S$  alrededor del punto  $P$  actúan fuerzas superficiales cuya resultada será llamada  $F$ .

Entonces, se define Vector Tensión en el punto  $P$  como el límite del cociente de la fuerza resultante  $F$  sobre  $\Delta S$  cuando  $\Delta S \rightarrow 0$ , y queda representado por la Imagen 48.

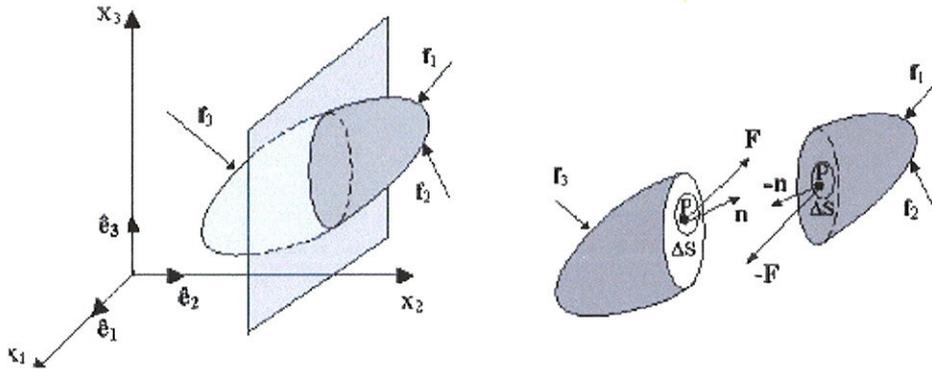


Imagen 48.: vector tensión en el punto  $P$

De nuevo, supóngase un sólido sobre el que actúan las correspondientes fuerzas másicas y superficiales. Considérese también, un pequeño cubo diferencial cuyas caras son paralelas a los planos coordenados. Sobre cada una de las caras de dicho cubo actúan vectores tensión. Dichos vectores tensión se descomponen en componentes con respecto a los ejes coordenados "x", "y" y "z".

Los nuevos valores así obtenidos constituyen las componentes del llamado "Tensor de Tensiones de Cauchy", y quedan representados como sigue en la Imagen 49.

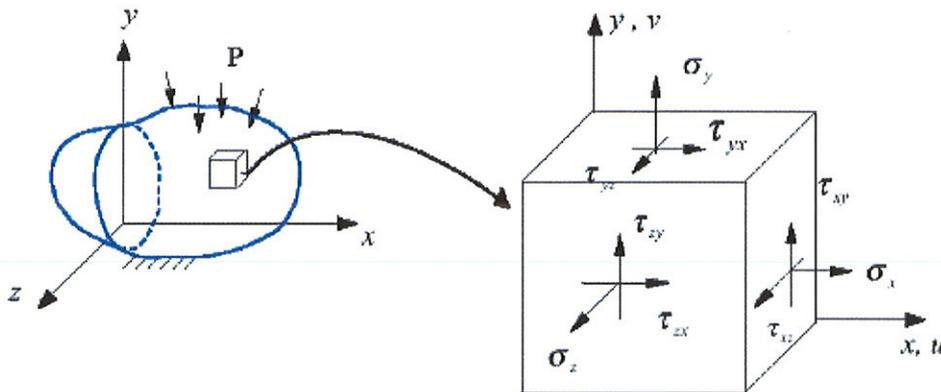


Imagen 49.: Tensor de Tensiones de Cauchy

En notación ingenieril, las componentes del Tensor de Tensiones de Cauchy se escriben de la siguiente manera:

$$\sigma = \begin{bmatrix} \sigma_x & \tau_{xy} & \tau_{xz} \\ \tau_{xy} & \sigma_y & \tau_{yz} \\ \tau_{xz} & \tau_{yz} & \sigma_z \end{bmatrix}$$

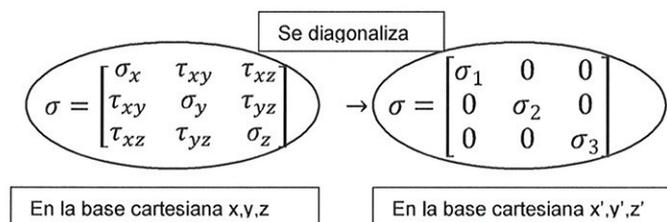
Las componentes del tensor de tensiones situadas en la diagonal principal ( $\sigma_x, \sigma_y, \sigma_z$ ) son denominadas tensiones normales.

Las componentes del tensor de tensiones situadas fuera de la diagonal principal ( $\tau_{xy}, \tau_{xz}, \tau_{yz}$ ) son denominadas tensiones tangenciales o de cizalladura.

Como propiedades del Tensor de Tensiones de Cauchy, se puede destacar que es simétrico:

$$\sigma = \sigma^T \rightarrow \begin{cases} \tau_{xy} = \tau_{yx} \\ \tau_{zy} = \tau_{yz} \\ \tau_{xz} = \tau_{zx} \end{cases}$$

Asimismo decir que, el Tensor de Tensiones de Cauchy es diagonalizable: al tratarse de un tensor de segundo orden simétrico se diagonaliza en una base ortonormal y sus autovalores son reales:



### 5.3.5. Ecuación integral de equilibrio. Principio trabajo virtuales

#### 5.3.5.1. Ecuación de equilibrio de contorno

Se considera un tetraedro elemental situado alrededor de una partícula arbitraria  $P$  en el interior de un sólido. Sin pérdida de generalidad, puede situarse el origen de coordenadas en  $P$ .

El tetraedro tiene un vértice en  $P$  y sus caras quedan definidas mediante un plano normal  $n \equiv \{n_x, n_y, n_z\}^T$  que intercepta con los planos coordenados definiendo una superficie genérica de área  $S$  (la base del tetraedro). A su vez los planos coordenados definen las otras caras del tetraedro de áreas  $S_x$ ,  $S_y$  y  $S_z$  con normales (hacia afuera)  $-e_x$ ,  $-e_y$  y  $-e_z$  respectivamente. Por consideraciones geométricas pueden establecerse las siguientes relaciones:

$$S_x = n_x \cdot S; \quad S_y = n_y \cdot S; \quad S_z = n_z \cdot S$$

En cada una de las caras del tetraedro se insertan los vectores tensión asociados a las correspondientes normales. Los vectores tensión en las caras paralelas a los planos coordenados se han descompuesto en componentes paralelas a los ejes coordenados  $x$ ,  $y$ ,  $z$ . Dichas proyecciones constituyen las nueve componentes del Tensor de Tensiones de Cauchy.

$$\sigma = \begin{bmatrix} \sigma_x & \tau_{xy} & \tau_{xz} \\ \tau_{xy} & \sigma_y & \tau_{yz} \\ \tau_{xz} & \tau_{yz} & \sigma_z \end{bmatrix}$$

Para que el segundo tetraedro elemental en estudio esté en equilibrio debe verificar que (Segunda Ley de Newton):

$$\sum F = 0$$

Planteando sumatorio de fuerzas con respecto a cada uno de los ejes coordenados  $x, y, z$  se tendrá:

$$\sigma_x \cdot S_x + \tau_{yx} \cdot S_y + \tau_{zx} \cdot S_z = t_x \cdot S$$

$$\tau_{xy} \cdot S_x + \sigma_y \cdot S_y + \tau_{zy} \cdot S_z = t_y \cdot S$$

$$\tau_{zx} \cdot S_x + \tau_{yz} \cdot S_y + \sigma_z \cdot S_z = t_z \cdot S$$

Teniendo en cuenta las relaciones entre  $S_x, S_y, S_z$ , se tendrá:

$$\sigma_x \cdot n_x + \tau_{yx} \cdot n_y + \tau_{zx} \cdot n_z = t_x$$

$$\tau_{xy} \cdot n_x + \sigma_y \cdot n_y + \tau_{zy} \cdot n_z = t_y$$

$$\tau_{zx} \cdot n_x + \tau_{yz} \cdot n_y + \sigma_z \cdot n_z = t_z$$

Expresando estas ecuaciones en forma matricial se tendrá:

$$\begin{bmatrix} \sigma_x & \tau_{xy} & \tau_{xz} \\ \tau_{xy} & \sigma_y & \tau_{yz} \\ \tau_{xz} & \tau_{yz} & \sigma_z \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} n_x \\ n_y \\ n_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} t_x \\ t_y \\ t_z \end{bmatrix}$$

$$\sigma \cdot n = t$$

Teniendo en cuenta la notación de índices del álgebra tensorial, la expresión anterior tomará la siguiente forma:

$$\sigma_{ij} \cdot n_j = t_i$$

Esta última expresión resulta muy importante ya que establece que si se conoce el Tensor de Tensiones de Cauchy,  $\sigma$ , en un punto determinado, se conoce el vector tracción en cualquier dirección alrededor de ese punto. Esta afirmación es válida tanto para los puntos interiores como para los del contorno. Si se aplica a los puntos del contorno y se considera que  $t$  representa el vector de fuerzas de superficie en el punto, en consideración, la expresión anterior representará la "Ecuación de Equilibrio de Contorno".

### 5.3.5.2. Ecuación de equilibrio interno

Considérese un cuerpo sólido bajo la acción de fuerzas másicas y superficiales. Considérese además, dentro del cuerpo, un cubo diferencial con sus caras paralelas a los planos coordenados.

Para restituir el equilibrio en el cubo, se coloca en cada una de las caras del mismo, ambos vectores tensión cuyas componentes paralelas a los ejes coordenados serán las componentes del Tensor de Tensiones de Cauchy referidas a dichos ejes.

El incremento de las componentes de las tensiones al pasar de una cara del cubo a la otra, se evaluará tomando el primer término de la expansión de Taylor alrededor del punto en cuestión.

Las fuerzas que actúan dentro del cubo diferencial deben verificar la Segunda Ley de Newton:

$$\begin{cases} \sum F_x = dm \cdot a_x \\ \sum F_y = dm \cdot a_y \\ \sum F_z = dm \cdot a_z \end{cases}$$

Donde  $dm = \rho \cdot dV = \rho \cdot dx \cdot dy \cdot dz$

$\rho =$  densidad del cuerpo en estudio

La aceleración  $a_x$ ,  $a_y$  y  $a_z$  se calcularán como la derivada segunda de los desplazamientos con respecto al tiempo:

$$\begin{cases} a_x = \frac{d^2u}{dt^2} \\ a_y = \frac{d^2v}{dt^2} \\ a_z = \frac{d^2w}{dt^2} \end{cases}$$

Desarrollando la expresión de la Segunda Ley de Newton para el eje x se tendrá:

$$\begin{aligned} & \left( \sigma_x + \frac{\partial \sigma_x}{\partial x} dx \right) \cdot dy \cdot dz - \sigma_x \cdot dy \cdot dz + \left( \tau_{xy} + \frac{\partial \tau_{xy}}{\partial y} dy \right) dx \cdot dz + \tau_{yz} \cdot dx \cdot dz \\ & + \left( \tau_{zx} + \frac{\partial \tau_{zx}}{\partial z} dz \right) dx \cdot dy - \tau_{zx} \cdot dx \cdot dy + \rho \cdot b_x \cdot dx \cdot dy \cdot dz \\ & = \rho \cdot dx \cdot dy \cdot dz \cdot \frac{d^2 u}{dt^2} \end{aligned}$$

Operando sobre esta última expresión se tendrá:

$$\frac{\partial \sigma_x}{\partial x} + \frac{\partial \tau_{xy}}{\partial y} + \frac{\partial \tau_{zx}}{\partial z} + \rho \cdot b_x = \rho \cdot \frac{\partial^2 u}{\partial t^2}$$

Realizando el mismo procedimiento para los ejes y y z:

$$\frac{\partial \tau_{yx}}{\partial x} + \frac{\partial \sigma_y}{\partial y} + \frac{\partial \tau_{zy}}{\partial z} + \rho \cdot b_y = \rho \cdot \frac{\partial^2 v}{\partial t^2}$$

$$\frac{\partial \tau_{zx}}{\partial x} + \frac{\partial \tau_{yz}}{\partial y} + \frac{\partial \sigma_z}{\partial z} + \rho \cdot b_z = \rho \cdot \frac{\partial^2 w}{\partial t^2}$$

Las ecuaciones así obtenidas se denominan "Ecuaciones de Cauchy" (Balance de la Cantidad de Movimiento):

$$\begin{cases} \frac{\partial \sigma_x}{\partial x} + \frac{\partial \tau_{xy}}{\partial y} + \frac{\partial \tau_{zx}}{\partial z} + \rho \cdot b_x = \rho \cdot \frac{\partial^2 u}{\partial t^2} \\ \frac{\partial \tau_{yx}}{\partial x} + \frac{\partial \sigma_y}{\partial y} + \frac{\partial \tau_{zy}}{\partial z} + \rho \cdot b_y = \rho \cdot \frac{\partial^2 v}{\partial t^2} \\ \frac{\partial \tau_{zx}}{\partial x} + \frac{\partial \tau_{yz}}{\partial y} + \frac{\partial \sigma_z}{\partial z} + \rho \cdot b_z = \rho \cdot \frac{\partial^2 w}{\partial t^2} \end{cases}$$

En notación indicial:

$$\frac{\partial \sigma_{ij}}{\partial x_i} + \rho \cdot b_j = \rho \cdot \frac{\partial^2 u_i}{\partial t^2}$$

### 5.3.5.3. Hipótesis de la teoría de la Elasticidad Lineal

La Teoría de la Elasticidad Lineal puede considerarse una simplificación de teorías más generales (Teoría General de la Elasticidad) pero suficientemente precisa para la mayoría de las aplicaciones de la ingeniería.

Las hipótesis simplificativas de la Teoría de la Elasticidad Lineal son las siguientes:

- 1.) Deformaciones infinitesimales: los desplazamientos y sus gradientes son pequeños.
- 2.) Existencia de un estado neutro: se admite la existencia de un estado neutro en el que las deformaciones y las tensiones son nulas. Normalmente, se entiende que el estado neutro se produce en la configuración de referencia.

$$\begin{cases} \varepsilon(X, t_0) = 0 \\ \sigma(X, t_0) = 0 \end{cases}$$

- 3.) Se considera (en principio) que el proceso de deformación es isotérmico y adiabático, es decir, a temperatura constante y sin generación de calor en todo punto e instante de tiempo.

### 5.3.5.4. Ley de Hooke unidimensional

Se considera una barra de goma de forma prismática y sección transversal rectangular. La misma posee una longitud  $L$ , un ancho  $w$  y una altura  $h$ .

Aplicando una fuerza  $F$  en ambos extremos de la barra de goma prismática y examinando qué ocurre, se observa lo siguiente:

- 1.)  $L$  se incrementa en una cantidad  $\Delta L$
- 2.)  $w$  disminuye en una cantidad  $\Delta w$
- 3.)  $h$  disminuye en una cantidad  $\Delta h$

A partir de lo anterior se deduce que surgen las siguientes magnitudes de tensión y deformación:

$$\begin{aligned} \text{Deformación} & \left\{ \frac{\Delta L}{L}, \frac{\Delta w}{w}, \frac{\Delta h}{h} \right. \\ \text{Tensión} & \left. \left\{ \sigma = \frac{F}{A} \right. \right. \end{aligned}$$

Hay muchos materiales que se comportan en una manera muy similar a la goma. La mayoría de los materiales cuando se someten a la acción de fuerzas de tracción, alcanzan la rotura cuando el cambio de longitud  $\Delta L$  llega al 1 ó 2% de la longitud original.

Para materiales elásticos lineales y cuando las fuerzas son todas de una dimensión, la Ley de Hooke se puede dividir en dos partes:

- 1.) La tensión es proporcional a la deformación en la dirección de estiramiento, donde la constante de proporcionalidad es el llamado Módulo de Young (E):

$$\sigma = \frac{F}{A} = E \left( \frac{\Delta L}{L} \right) = E \cdot \varepsilon$$

- 2.) La deformación de contracción perpendicular a la dirección de estiramiento es la misma para el ancho y el alto, y proporcional a la dirección de estiramiento. La constante de proporcionalidad es el llamado Módulo de Poisson ( $\nu$ ):

$$\frac{\Delta w}{w} = \frac{\Delta h}{h} = -\nu \cdot \left( \frac{\Delta L}{L} \right)$$

La constante de proporcionalidad E y  $\nu$  dependen del material considerado.

### 5.3.5.5. Ecuación constitutiva elástica lineal. Ley de Hooke generalizada

Teniendo en cuenta la simetría de los Tensores de Tensión ( $\sigma$ ) y de deformación ( $\varepsilon$ ), los mismos se pueden expresar por medio de vectores de seis componentes:

$$\underline{\sigma} = [\sigma_x, \sigma_y, \sigma_z, \tau_{yx}, \tau_{xz}, \tau_{yz}]^T$$

$$\underline{\varepsilon} = [\varepsilon_x, \varepsilon_y, \varepsilon_z, \gamma_{yx}, \gamma_{xz}, \gamma_{yz}]^T$$

Como ya se ha visto, la Ley de Hooke Generalizada para problemas unidimensionales supone la proporcionalidad entre la tensión,  $\sigma$ , y la deformación,  $\varepsilon$ , a través de la constante de proporcionalidad,  $E$ .

$$\sigma = E \cdot \varepsilon$$

En la Teoría de la Elasticidad, esta proporcionalidad se generaliza al caso multidimensional suponiendo la linealidad de la relación entre las componentes del vector de tensiones  $\underline{\sigma}$  y el vector de deformaciones  $\underline{\varepsilon}$ , en lo que se denomina Ley de Hooke Generalizada:

$$\underline{\sigma} = \underline{D} \cdot \underline{\varepsilon}$$

Donde la matriz  $\underline{D}$  se denomina matriz de constantes elásticas.

En la mayoría de los casos prácticos, la matriz  $\underline{D}$  se deriva de un Potencial Elástico, en cuyo caso es simétrica y el número de constantes elásticas se reduce a veintiuno.

Una característica esencial del comportamiento elástico es la dependencia de las tensiones, en un cierto punto e instante  $\underline{\sigma}(X, t)$ , únicamente de las deformaciones  $\underline{\varepsilon}(X, t)$  en dicho punto e instante y no de la historia de la deformación previa.

### 5.3.5.6. Principio de los Trabajos virtuales

Se considera un cuerpo sólido, ocupando en el instante  $t$  el volumen del espacio  $V$ , sometido a la acción de las fuerzas másicas  $b(x,t)$  y a la acción de las fuerzas superficiales  $t^*(x,t)$  actuando sobre el contorno  $\Gamma_\sigma$ , y con determinadas condiciones de contorno  $u^*(x,t)$  en desplazamientos sobre el contorno  $\Gamma_u$ .

Por la acción de dichas fuerzas se producirá en el cuerpo un campo de desplazamientos  $u(x,t)$ , de deformaciones  $\varepsilon(x,t)$  y de tensiones  $\sigma(x,t)$ .

Supóngase además, que se provoca una perturbación en el campo de desplazamientos reales del cuerpo respetando las condiciones de contorno sobre  $\Gamma_u$ , de manera tal que se produzca un campo de desplazamientos virtuales  $\delta u$ . Dicho campo virtual de desplazamiento dará lugar a un campo virtual de deformaciones  $\delta \varepsilon$ .

El principio de los trabajos virtuales declara que el trabajo virtual de las fuerzas interiores (tensiones) es igual al trabajo virtual de las fuerzas exteriores.

$$\int_V \delta \underline{\varepsilon}^T \underline{\sigma} dV = \int_V \delta \underline{u}^T \underline{b} dV + \int_{\Gamma_\sigma} \delta \underline{u}^T \underline{t} d\Gamma$$

Trabajo virtual interno

Trabajo virtual externo

Donde  $\delta \underline{\varepsilon} = [\delta \varepsilon_x \delta \varepsilon_y \delta \varepsilon_z \delta \gamma_{xy} \delta \gamma_{zx} \delta \gamma_{zy}]^T$

$\underline{b} = [b_x, b_y, b_z]$

$\underline{t} = [t_x, t_y, t_z]$

### 5.4. Fases del método

La actividad del método de los elementos finitos puede segmentarse en tres niveles. Estos son niveles se denominan pre-procesado, procesado (o análisis) y post-procesado.

El primero de los niveles que se lleva a cabo es el *pre-procesado*. En él tienen lugar todas las actividades del modelado del problema e ingreso de datos. Por estas actividades se entiende la importación de geometría, la introducción de coordenadas de los nodos, la conexión entre estos, las condiciones de frontera, las cargas aplicadas y/o las propiedades del material.

Como resultado final a este conjunto de acciones se obtendrá un archivo de datos en el cual se le indica al programa lo que debe calcular y con qué herramientas ejecutar lo establecido.

Seguidamente, mediante el *procesado* (o análisis) se evalúa el modelo para verificar que el archivo creado previamente no contiene errores. A continuación, y si todo está correcto, se generan las ecuaciones necesarias para efectuar la solución del problema.

Asimismo, es en este paso en el que se generan las derivadas, los gradientes y esfuerzos, aunque no se muestran hasta la última etapa. Y a no ser que la entrada de estas órdenes se realice de forma manual, el acceso a ellas será restringido para el usuario.

Por último, el post-*procesado* presenta los datos calculados en los pasos anteriores. Deformaciones, tensiones, temperaturas o distribuciones de esfuerzos son conocidos al trabajar en esta fase, y su comprensión es facilitada por medio de simbología de colores que aporta toda la información.

Pero tras la tenencia de la totalidad de los valores volcados por el software, es esencial la interpretación de los mismos. Y es aquí donde la sapiencia ingenieril debe salir a la luz. El análisis a realizar deberá razonar si los datos hallados son congruentes y lógicos, o si por el contrario se requeriría una nueva valoración del caso para con ello lograr una modelación adecuada.

## 6. Desarrollo y simulación del modelo

### 6.1. Herramientas a utilizar

Una vez desarrollado el modelo en 3D de la estructura que se quiere analizar mediante el método de los elementos finitos (MEF), es necesario que la herramienta a emplear para llevar a cabo la simulación sea elegida de forma adecuada.

En este estudio, y consecuentemente en este documento, se ha seleccionado como software adecuado, AnsysWorkbench. Este programa es ampliamente utilizado por ingenieros de diversas ramas, y en este caso ha sido escogido por la cómoda interface que ofrece al usuario.

“ANSYS Workbench es un revolucionario entorno de trabajo que permite integrar en una sola herramienta desde los análisis preliminares más simples hasta los más complejos estudios de detalle y validación. La eficacia del entorno se basa en tres pilares básicos: la facilidad de manejo, la automatización del proceso de simulación y la transferencia de información.”

En el caso que nos incumbe, se procedió a importar el CAD en un formato parasolid (.x\_t), capaz de mantener las características geométricas propias del implante.

A partir de tener la geometría importada, se prosiguió con la descripción de las condiciones de contorno, con la definición y aplicación de las cargas, la elección del método matemático de mallado, la designación de los elementos de mallado y su tamaño, y cómo no, la disyuntiva de los datos a obtener por el programa tras la resolución.

## 6.2. Trabajo a desarrollar

Como ya se ha comentado, el esfuerzo para encontrar sustitutos para reparar huesos humanos fuertemente dañados ha llevado en los últimos años al desarrollo y la implementación de nuevos biomateriales.

En este trabajo se efectúa una comparativa de tres materiales posibles para un implante de cadera, tras la cual se decidirá cuál de ellos es el más apropiado para soportar la actividad a la que se verá sometida la prótesis. Pero para poder tomar una decisión certera ante esta cuestión, es preciso que se conozcan algunos detalles anatómicos de la zona en la que se realizará la intervención del implante, así como que se tenga conocimiento de qué aportes beneficiosos traerá consigo la aplicación del método de los elementos finitos.

La articulación del hueso femoral con la pelvis se suele fracturar por los esfuerzos de fatiga a que está sometido. Es por esta razón por la que surge el método de elementos finitos como una potente herramienta para simular el comportamiento de los implantes de cadera frente a diferentes tipos de tensiones.

En este documento, se ha llevado a cabo el modelado por elementos finitos del vástago y cabeza de una prótesis de cadera, considerando como materiales de implante un acero inoxidable 316L, una aleación típica de titanio y una novedosa aleación de titanio  $\beta$  desarrollada en E.E.U.U..

Sabido esto, como objetivo, en este documento se pretende determinar la distribución de tensiones y deformaciones en la pieza sometida a una carga estática correspondiente a la máxima especificada en el ensayo de fatiga según norma IRAM 9422-3 "Determinación de las propiedades de fatiga de las partes femorales con vástago, sin aplicación de torsión.". Así pues, se puede corroborar que la zona de fractura en estas condiciones, coincide con las ya experimentadas bajo carga a fatiga.

Normalmente, la articulación de la cadera se rompe en la región estrecha del hueso del fémur, justo por debajo de la cadera, como se observa a continuación en la Imagen 50.

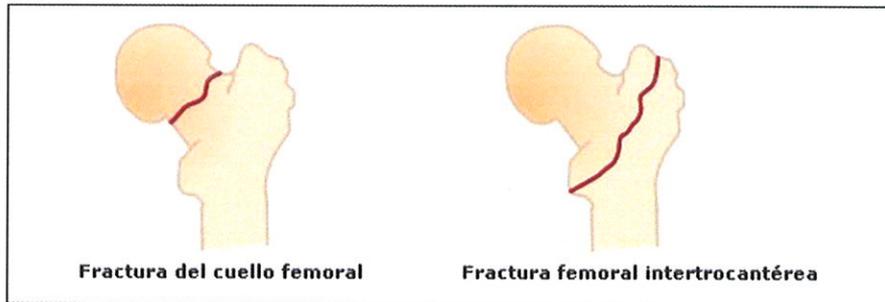


Imagen 50.: Región propensa a la rotura

Los estudios clínicos muestran que el éxito de la operación de cadera está en torno al 89- 96 % para períodos entre 7 y 18 años. Pero a pesar de esto, un 20% de las operaciones de cadera que se realizan actualmente son para el reemplazo de un primer implante fallido. Principalmente, se debe a la incidencia de las fracturas por fatiga mecánica<sup>10</sup> de las prótesis de cadera.

Las aleaciones de titanio han probado ser altamente adecuadas como material biocompatible para implantes en la cirugía de huesos. Esta es la causa de que se intenten producir nuevos biomateriales con este elemento como base.

El Ti es un material muy atractivo debido a su alta resistencia específica, y en general, a sus propiedades mecánicas, como la resistencia a la corrosión o la compatibilidad biológica. De aquí, que el titanio puro y su aleación  $Ti_6Al_4V$  sean hoy en día los materiales más empleados en aplicaciones biomédicas.

---

<sup>10</sup> Fatiga mecánica: En ingeniería se denomina fatiga a la disminución de la resistencia mecánica de los materiales al someterlos a esfuerzos repetidos.

Los implantes metálicos trabajan bajo cargas mecánicas complejas en un entorno salino. Por esto, el material además de presentar una excelente biocompatibilidad química debido a su contacto con los fluidos corporales, debe poseer una buena biocompatibilidad mecánica con el hueso. La fractura de estas aleaciones es uno de los mayores retos para su uso en el cuerpo humano, por lo que, su comportamiento a tracción y a fatiga debe ser claramente entendido en relación a la microestructura.

Si se analiza desde el punto de vista clínico, el módulo elástico de los biomateriales usados como implantes debe ser igual que el del hueso. El motivo de esta afirmación, es que si el módulo de Young del biomaterial fuese mucho mayor que el del hueso, se produciría la reabsorción del mismo. Por el contrario, si fuese menor, las cargas serían transferidas esencialmente al hueso pudiendo provocar la rotura de éste.

Como ya se ha podido ver en tablas anteriores, el hueso natural es de un material compuesto hecho de una matriz fibrosa de colágeno rigidizada por cristales de hidroxiapatita. Para el caso que se simula (hueso femoral), el módulo elástico alcanza los 17GPa.

Aunque la aleación  $Ti_6Al_4V$  presenta un módulo elástico más bajo que otros materiales empleados en la fabricación de implantes, este valor es aún alto, y a consecuencia de ello, se sigue investigando en aleaciones de titanio fase  $\beta$ . La razón de que sean aleaciones tipo  $\beta$  es que el módulo de Young se reduce considerablemente, aproximándose más al del hueso.

La biocompatibilidad mecánica debe cumplirse para las diferentes solicitaciones del implante. Una de las condiciones críticas de trabajo en este tipo de implante corresponde a las cargas alternativas a que está sometido y la fatiga que ellas producen, estimándose que por año el implante está sometido a alrededor de 4 millones de ciclos.

Un buen ejemplo de ello, es que cuando se realizan actividades físicas como correr y saltar, cuando se apoya un solo pie, la carga sobre la cabeza del fémur puede alcanzar un valor de dos veces y media el cuerpo del peso.

### 6.3. Modelo definitivo de prótesis

#### 6.3.1. Características geométricas y propiedades mecánicas

Como ya se adelantó, en este documento se utiliza la técnica de elementos finitos para modelizar el comportamiento de un implante de vástago y cabeza de fémur. Pese a que es una norma extranjera, los datos de carga se obtuvieron de la IRAM 9422-3 "Determinación de las propiedades de fatiga de las partes femorales con vástago, sin aplicación de torsión".

Con todo ello, se pretende determinar la distribución de tensiones y deformaciones producidas por aplicación de cargas estáticas sobre el implante, localizando las zonas críticas. Se trata de un análisis elástico-lineal, y esto es así puesto que se ha registrado que la prótesis puede fallar bajo estados críticos de carga sin alcanzar el rango plástico.

A continuación se expone una tabla con las propiedades mecánicas de los tres materiales que se consideraron en la simulación, así como las correspondientes al soporte de ensayo.

MATERIAL	E (GPa)	$\sigma_R$ (MPa)	$\sigma_F$ (MPa)	Coefficiente de Poisson ( $\nu$ )
Acero inox. 316L	196	861	620	0.3
Ti <sub>6</sub> Al <sub>4</sub> V	115	976	847	0.33
Ti <sub>35</sub> Nb <sub>7</sub> Zr <sub>5</sub> Ta	55	596	547	0.33
Material soporte	17	-	-	0.3

Tabla 6.: Propiedades mecánicas de los materiales simulados

Se realiza un modelo de elementos finitos en el cual se representan el implante de cadera, el soporte de ensayo y la pieza para aplicar la carga de ensayo.

En el modelo vástago-cabeza se utilizaron elementos sólidos de cuatro nodos (tetraedros), mientras que en el soporte de ensayo y en el elemento de carga se emplearon elementos sólidos de 8 nodos (hexaedros). Los distintos componentes del modelo fueron “pegados” entre sí mediante las Boundary Conditions.

Se aplicó la carga máxima especificada en el ensayo, de 2.300N. Dicha carga fue aplicada como una presión en la cara superior de la pieza de carga, es decir, las fuerzas se representan como una carga uniformemente distribuida sobre una región proyectada en la superficie anatómica del fémur correspondiente a cada inserción muscular.

De este modo, concluiremos que esta fuerza se representa como una carga uniformemente distribuida sobre un círculo proyectado sobre el casquete esférico de la cabeza de la prótesis.

### 6.3.2. Proceso de modelado

#### 6.3.2.1. Mallado de componentes del modelo a simular

La geometría que se simula en este proyecto está constituido por tres componentes o “bodies”. El primero de ellos, es el nombrado como soporte. Hará las veces de hueso, ya que será en él donde se sitúe el vástago que se quiere testar. El vástago, elemento al que ya se ha hecho referencia, será el segundo de los cuerpos que tendrá que ser mallado. Y por último, se tendrá la unidad designada como carga. Cada uno de ellos precisará un mallado diferente que se ajuste a su aplicación dentro de la simulación, y a la importancia que sugiera en la misma. Enunciado esto, y antes de proseguir con la descripción detallada de cada uno, se presenta el modelo que será base para el análisis por elemen-

tos finitos en la Imagen 51, así como el resultado del mallado conjunto en la Imagen 52.

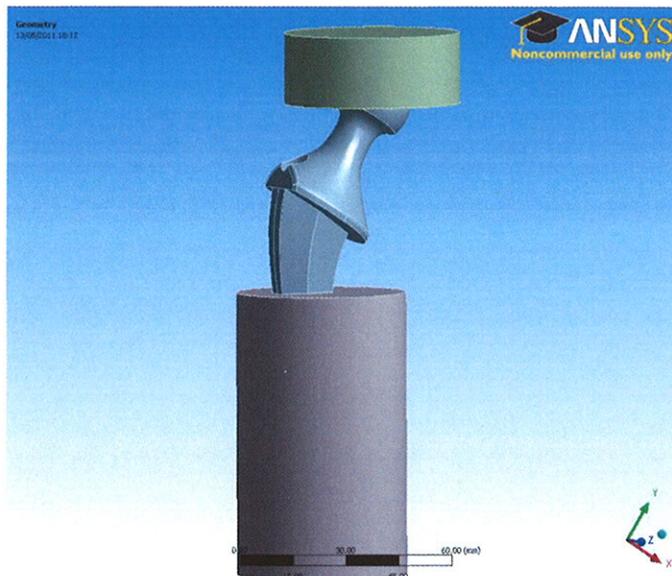


Imagen 51.: Ensamblaje modelo para simular

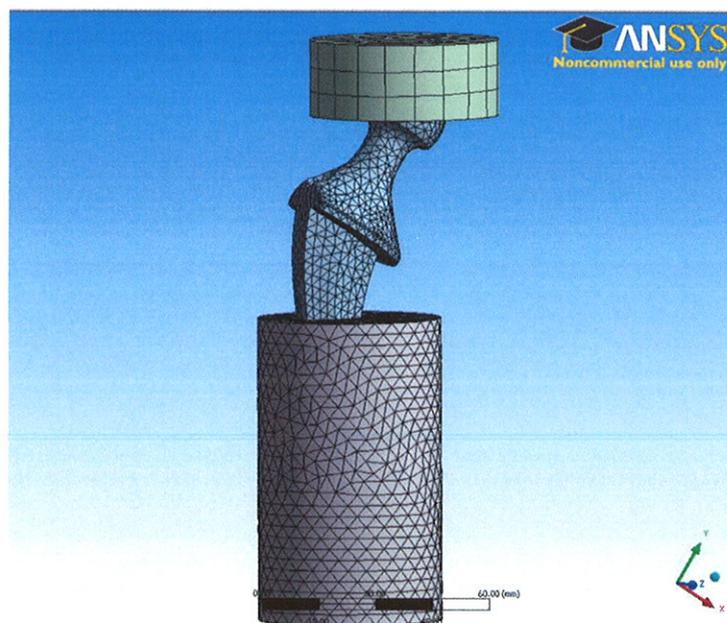


Imagen 52.: Ensamblaje modelo para simular mallado

Se comienza el detalle de la malla con el “body” designado como soporte. Antes de continuar con la descripción del elemento de mallado y tamaño del mismo, se muestra cómo resulta este componente según es importado en un fichero parasolid en la Imagen 53.



Imagen 53.: Soporte con funcionalidad femoral

El soporte, al no recaer la importancia de la simulación sobre él, no precisa de un tamaño de elemento de malla reducido en exceso. De ahí, que se haya considerado suficiente una dimensión de 5mm por elemento.

El elemento de mallado será en este caso tetraédrico, quedando el sólido como se muestra en la Imagen 54.



Imagen 54.: Soporte con funcionalidad femoral

El siguiente componente en mallar, resulta ser el vástago + cabeza de la prótesis de cadera. En esta ocasión, sí que es de obligado cumplimiento que el tamaño del elemento de malla se ajuste a la significación que está sujeta a este componente femoral. En la Imagen 55 puede apreciarse la geometría del mismo.

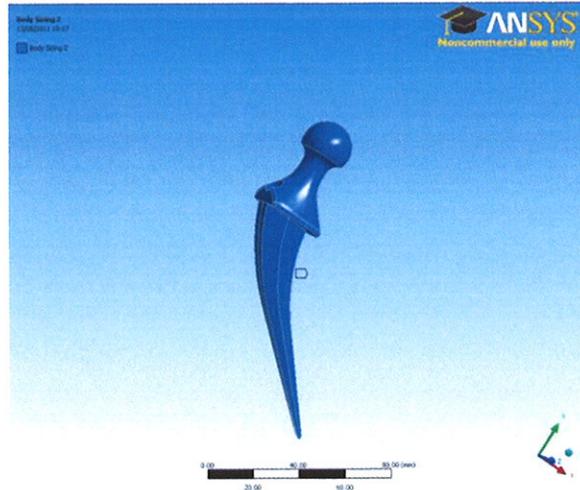


Imagen 55.: Componente femoral: vástago+cabeza

A causa de este, el modelo se ensaya de forma iterativa hasta que la solución válida diste un 5% de la solución previa. Con esto, se dictamina que el elemento clave será tetraédrico de nuevo, y el tamaño perfecto se sitúa en 2,957mm por elemento de malla, como puede apreciarse en la Imagen 56.

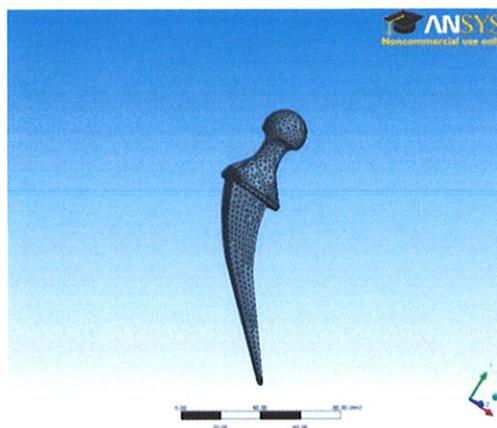


Imagen 56.: Componente femoral: vástago+cabeza mallado

Por último, se expone la unidad que ha sido designada como carga. Sobre su superficie plana superior se aplicará la fuerza del ensayo, tal y como se especificó en líneas anteriores. Esta pieza se publica en la Imagen 57.

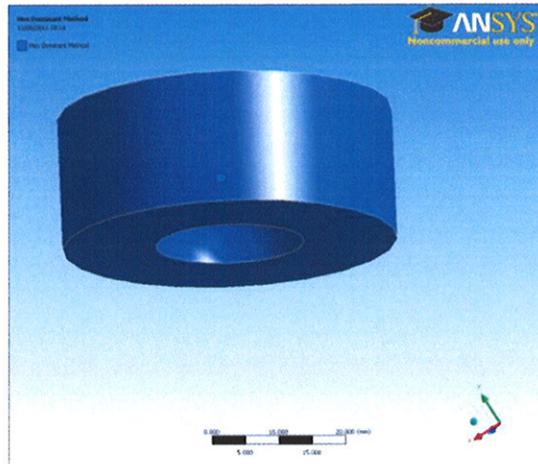


Imagen 57.: Componente designado como carga

Al no precisar atención especial en los cálculos, se decide mallar con elementos hexaédricos, con un tamaño característico de 8mm por elemento de malla, resultando como se percibe en la Imagen 58.

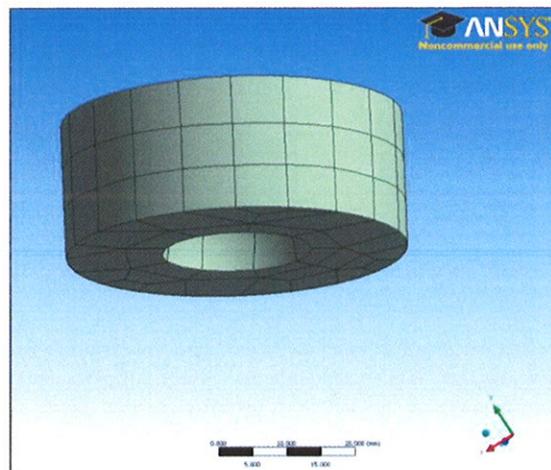


Imagen 58.: Componente mallado designado como carga

Presentados cada uno de los componentes y el tipo de elemento de malla que se selecciona para cada uno de ellos, se prosigue con una breve reseña de lo que suponen los mismos.

#### 6.3.2.2. Tipos de elementos. Contactos

El elemento que se ha utilizado en este ensayo para mallar los tres cuerpos sólidos, se conoce en el software AnsysWorkbench como SOLID 185.

SOLID 185 es empleado para el modelado 3D de estructuras sólidas. Está definido por ocho nodos que disponen de tres grados de libertad (GDL) cada uno. Estos GDL hacen referencia a la traslación según los tres ejes de coordenadas. En adición a esto, decir que el elemento tiene plasticidad, hiperelasticidad y otras cualidades que lo hacen ciertamente interesante para los materiales que se ensayan en este estudio.

Asimismo, para los contactos definidos en el problema como de tipo “bonded”, se precisan dos superficies que no puedan penetrarse, aunque en el caso que incumbe a este documento, este fenómeno tiene cierta tolerancia por haberse usado en el cálculo el método de Penalización. En este estudio se dan dos pares de superficies de contacto: una entre el soporte y el vástago, y otra entre el vástago y la carga.

Las dos superficies que constituyen un par de contacto reciben el nombre de “*target*” y “*contact*”, respectivamente. Como la simulación que se lleva a cabo está incluida en un modelado 3D, la familia de elementos superficie-superficie con la que se ha trabajado es: CONTACT 174 – TARGET 170.

## 6.4. Estados de carga

La carga máxima que se aplicó en el ensayo es de 2.300N. Dicha carga fue aplicada como una presión en la cara superior de la pieza de carga, como se dispone en la Imagen 59.

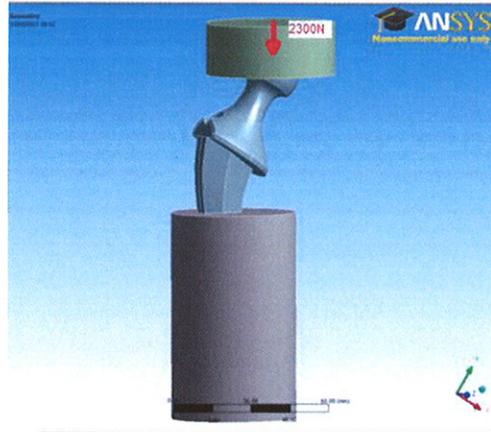


Imagen 59.: Posicionamiento de la carga sobre el conjunto

## 7. Análisis de resultados

### 7.1. Introducción

Llegado el momento de la presentación de resultados y tras haber finalizado la simulación propuesta desde un principio, es de obligado cumplimiento el hacer mención al carácter aproximado que ofrecerá cualquier valor numérico obtenido en el análisis. Los motivos que fuerzan esta afirmación son consecuencia de las simplificaciones propuestas en el modelo planteado, así como efecto del método de cálculo por elementos finitos.

Si bien es cierto que una imagen del post-procesado puede dar idea del alcance adquirido por la solución, también lo es, que una exhaustiva interpretación de la misma amplía el conocimiento que se pueda extraer del análisis por elementos finitos.

Como referencia a la hora de interpretar los datos numéricos, se ha recurrido a vario artículos científicos en los que se discutía, entre otros aspectos, el que incumbe a este trabajo. Dichos artículos están citados en la bibliografía, haciendo alusión a su origen y publicación.

Y para que no suscite duda la magnitud y/o significación de los resultados, se ha de especificar que las unidades empleadas desde la introducción de datos, fueron las siguientes:

- Longitud: milímetros (mm)
- Fuerza: Newton (N)
- Tensión: mega pascales (MPa)
- Tiempo: segundos (s)

Planteado todo lo anterior, se inicia la discusión de datos de desplazamientos y tensiones de Von Misses alcanzadas para cada material simulado. Igualmente, se coteja la zona crítica de tensiones con un caso real de prótesis de cadera. Asimismo, se verifica que la magnitud de las variables a estudio, no difiere de la que se puede encontrar en estudios realizados por grandes entidades colaboradoras con corporaciones de prestigio como la NASA.

## 7.2. Resultados

Después de varias pruebas con el modelo geométrico, se optó por la solución más factible en lo que a superficies de contacto se refiere.

Como primera opción, se había planteado un soporte para la prótesis en el que, mediante una trayectoria similar a la que sigue el vástago en su geometría, se generaba una perforación donde era posicionado el implante. Esta simulación ofrecía valores de tensión diez veces superiores a los permitidos, y los des-

plazamientos mostraban una deformación inviable para un elemento externo al organismo que pretende subsanar parte de él.

No siendo convincente nada de lo anteriormente narrado para presentar en el estudio, se ejecutó un cambio considerable en la forma descriptiva del soporte. Esta vez, se copiaría la geometría del componente femoral del implante a modo de vaciado en el soporte establecido. Ahora sí, las condiciones “Bounded” permitirían la adhesión firme de nodos entre prótesis y soporte.

Puesto en marcha el proceso de cálculo, se logró la solución. Esta vez, la desviación de los valores hallados frente a los conocidos, era mínima, y la tendencia a seguir dependiendo del material ensayado se correspondía con la que era de esperar. Con esto pues, se presentan a continuación las tensiones de Von Mises y los desplazamientos característicos para los tres materiales ensayados.

#### 7.2.1. Tensiones

Entendiendo por tensión de Von Mises aquella magnitud física que es proporcional a la energía de distorsión y que en ingeniería estructural es usada en el contexto de las teorías de fallo, en este documento será considerado como un claro indicador para un buen diseño sobre materiales dúctiles.

El software utilizado, AnsysWorkbench, no sólo aporta un conjunto de valores, sino que además es capaz de gestionarlos mediante imágenes del elemento a estudio con diagramas cromáticos de tal forma que con un simple vistazo pueda descubrirse la zona que más sufre.

En cada material sometido a estudio, la zona de mayor concentración de tensiones coincide, aunque la magnitud fluctúa algunas decenas. En la Tabla 7 se exponen los resultados de tensión obtenidos para cada ensayo calculado.

MATERIAL	Tensión Von misses (MPa)	Tensión principal Máxima (Mpa)	Tensión principal media (Mpa)	Tensión principal mínima (Mpa)
Acero inox. 316L	377.9	244.95	49.312	24.803
Ti <sub>6</sub> Al <sub>4</sub> V	358.96	253.9	60.97	33.77
Ti <sub>35</sub> Nb <sub>7</sub> Zr <sub>5</sub> Ta	320.70	257.9	67.947	36.573

Tabla 7.: Valores numéricos obtenidos para cada material ensayado

Sin más demora, se discuten los resultados para cada material.

#### 7.2.1.1. Ti<sub>6</sub>Al<sub>4</sub>V

Una vez aplicada la carga en la geometría, la magnitud más significativa para este cálculo, resulta ser la tensión de Von Misses. Como se ha podido observar en la tabla anterior, el valor obtenido para esta magnitud ha resultado ser 358,96Mpa. Para saber si está dentro de los valores óptimos, se debe comparar con el límite elástico del material. El Ti<sub>6</sub>Al<sub>4</sub>V es una aleación de titanio muy comúnmente empleada en los implantes. Su  $\sigma_y$  toma un valor de 976Mpa, por lo que la tensión de Von Misses, al no superarlo, constata que el material está aún en comportamiento elástico, es decir, no sufre deformación permanente.

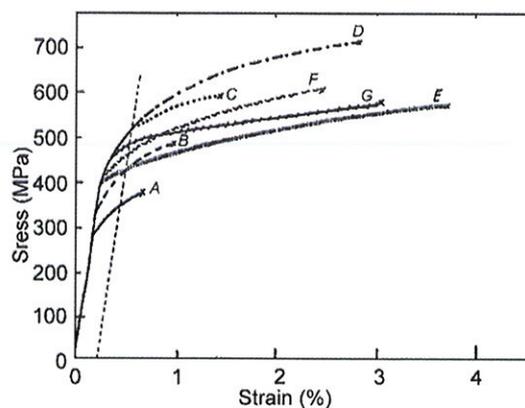


Imagen 60.: Curvas tensión-deformación función de T<sup>a</sup> para aleación de Ti

En cuanto a la zona del implante que sufre esta tensión, se puede localizar sin dificultad mediante la imagen siguiente.

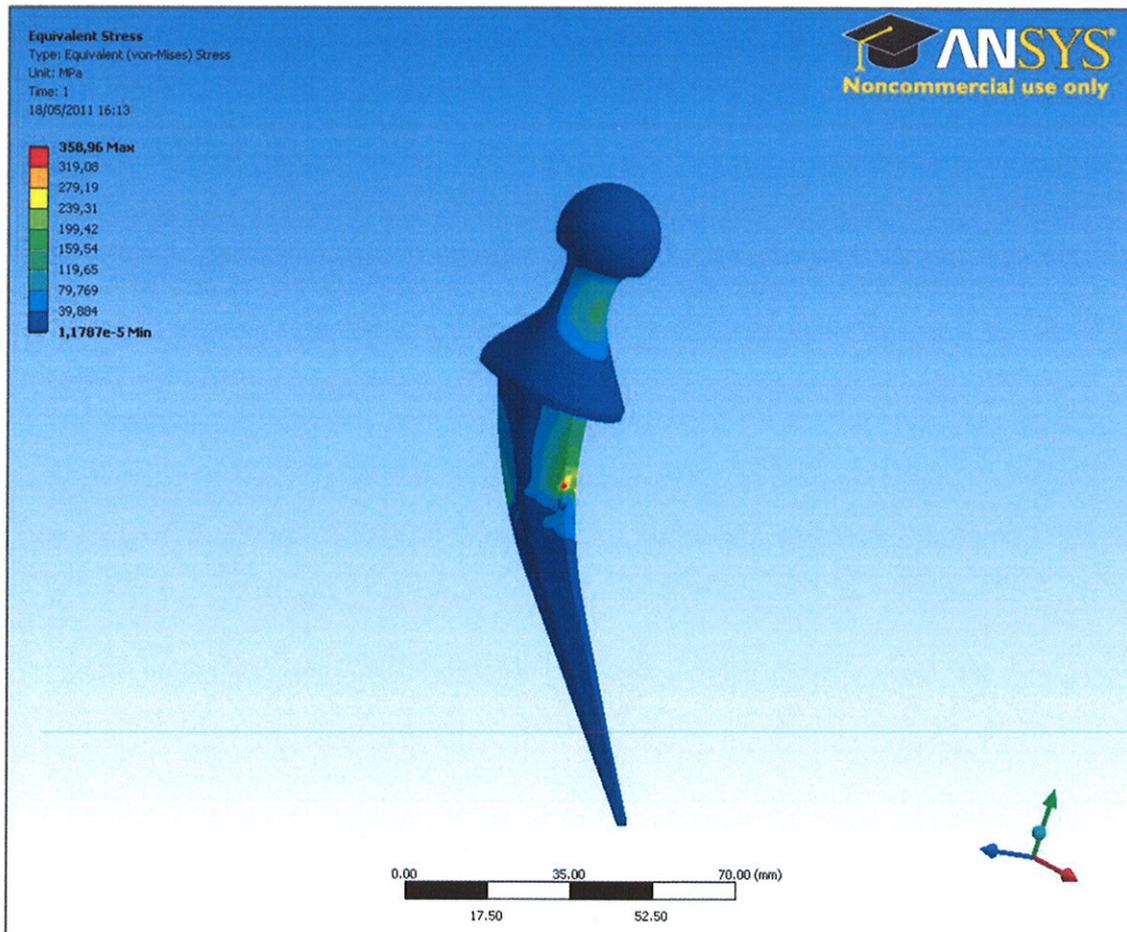


Imagen 61.: Tensión Von Misses ( $Ti_6Al_4V$ )

Pero ahora bien, más allá de la lógica común, cabría la duda de saber si este valor se corresponde con el fenómeno de tracción o con el de compresión. Para eliminar cualquier tipo de indecisión, basta con echar un vistazo a la imagen del vector principal de tensiones (Imagen 62 e Imagen 63). En ella, el color azul indica compresión, mientras que el color rojo, tracción, y si se cercara la figura en torno a la mayor tensión, se corroboraría que la zona estudiada está bajo una compresión que tiene el valor máximo apuntado.

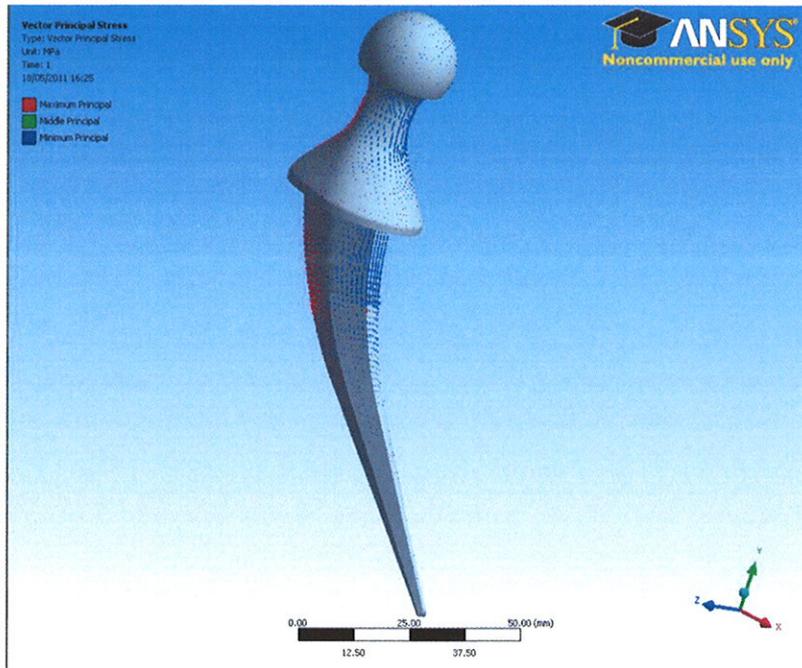


Imagen 62.: Vector de tensiones para el  $Ti_6Al_4V$

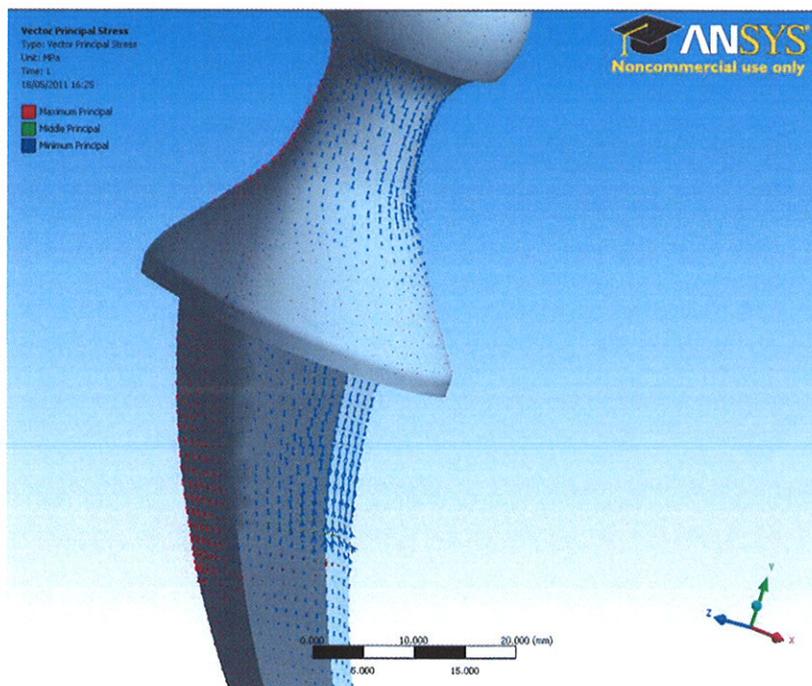


Imagen 63.: Zoom en vector de tensiones para el  $Ti_6Al_4V$

Como bien se ha venido anunciando durante el desarrollo teórico del proyecto, las zonas más dañadas en el implante están alrededor del cuello (unión entre vástago y cabeza). Una buena razón para este fenómeno podría ser la disminución de sección, ya que este hecho lo convierte en un punto crítico para esfuerzos a fatiga.

En lo referente a tensiones máxima y mínima, se ha de decir que la tensión máxima, generalmente, evalúa la magnitud de un esfuerzo a tracción, mientras que la mínima lo hace a compresión. Si se observan las imágenes posteriores (Imagen 64 e Imagen 65), de nuevo se verifica que el vector de tensiones da una localización exacta de dónde se ubican la compresión y tracción máximas en el vástago simulado.

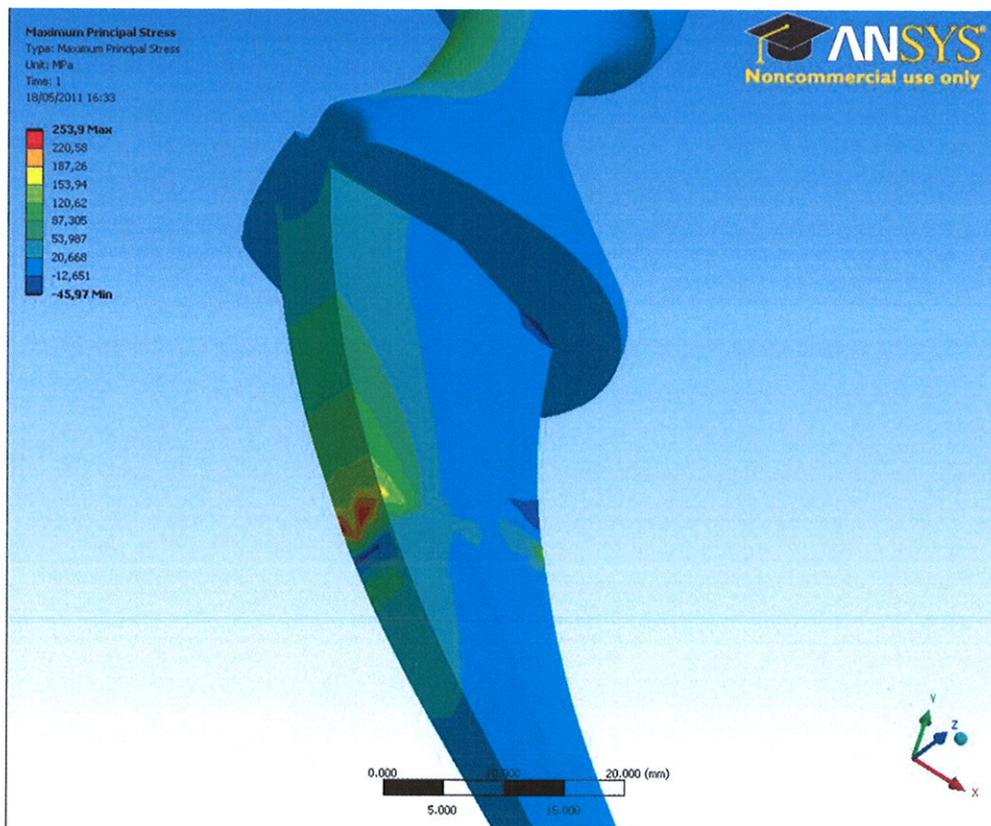


Imagen 64.: Tensión principal máxima para el Ti<sub>6</sub>Al<sub>4</sub>V

De esta forma, se puede asegurar que la zona posterior está trabajando a tracción durante el ciclo en el que la carga es aplicada.

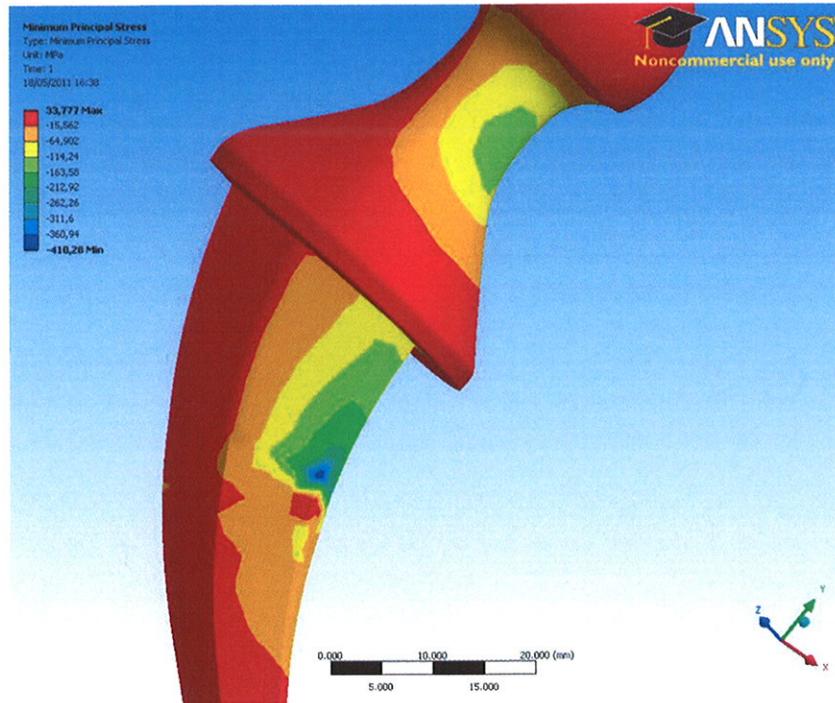


Imagen 65.: Tensión principal mínima para el  $Ti_6Al_4V$

Lo mismo ocurre con la disposición de las zonas que más trabajan a compresión durante el instante en el que se aplica la carga. El cuello y la parte inferior del vástago que apoya en el hueso, resultan de mayor problemática.

No muy distinto es lo que sucede al ensayar los dos materiales restantes.

#### 7.2.1.2. Acero inoxidable 316L

Después de haber reconocido lo que ocurre con la aleación de titanio más frecuentemente utilizada para la gran mayoría de implantes, es sencillo llevar a cabo un balance de cómo reacciona el acero inoxidable 316L bajo las mismas condiciones de carga y de contorno. El uso en prótesis de este material es ante-

rior al de las aleaciones de titanio, y eso es consecuencia de haber descubierto materiales biocompatibles con menor módulo elástico, y por lo tanto, con mayor aproximación de éste al del hueso.

Una de las derivaciones de que el módulo de Young sea mayor, es que las tensiones de Von Misses que se obtienen también lo son.

Pero a pesar de que los valores calculados en aceros inoxidables o en aleaciones discrepen, no acontece así con la localización de estas tensiones. Las zonas con alto riesgo de rotura siguen confinándose a la sección menor del cuello del vástago, y a la zona inferior a la base de apoyo de éste. Es fácil poder distinguir estas zonas en la Imagen 66.

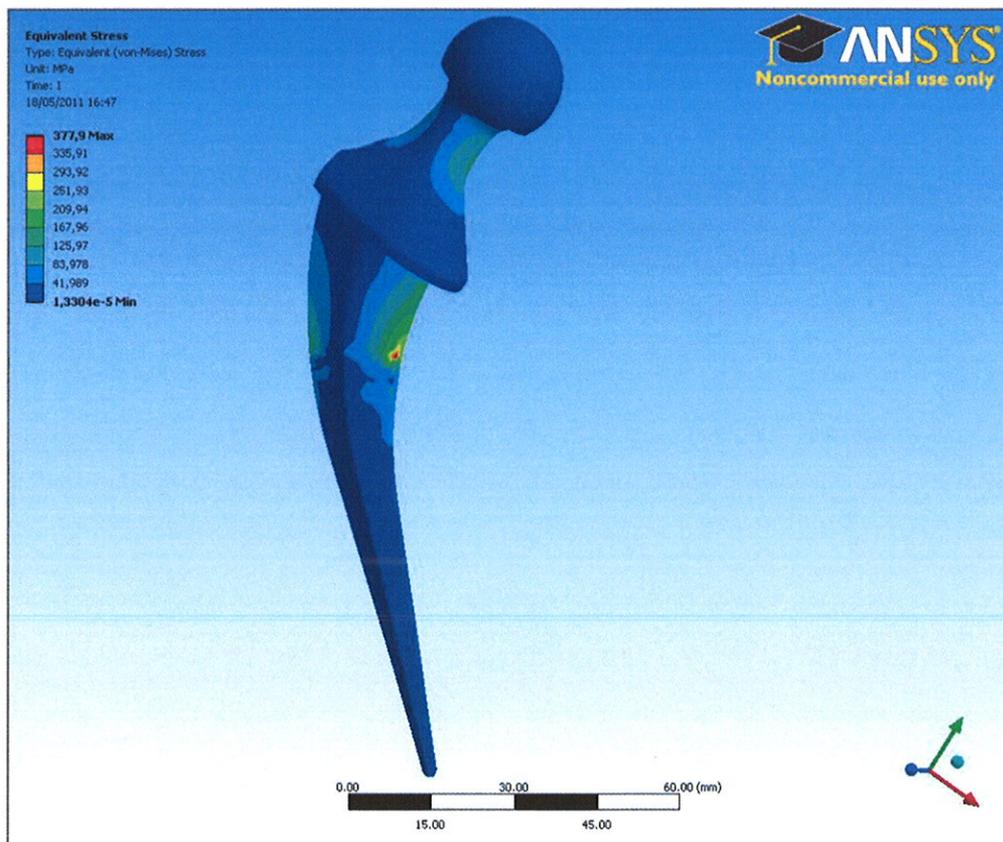


Imagen 66.: Tensión Von Misses para el acero inoxidable 316L

Indistintamente, se puede certificar que las tensiones a las que se hacía referencia en líneas anteriores, se corresponden a esfuerzos de compresión. Sólo es necesario centrar la atención en la concentración de vectores que tiene lugar en la localización que mostraba la imagen anterior (Imagen 67). Conciernen a la tensión mínima principal, que como ya se aclaró en puntos anteriores va asociada, por lo general, a solicitudes de compresión. La imagen ¿? da notoria muestra de ello.

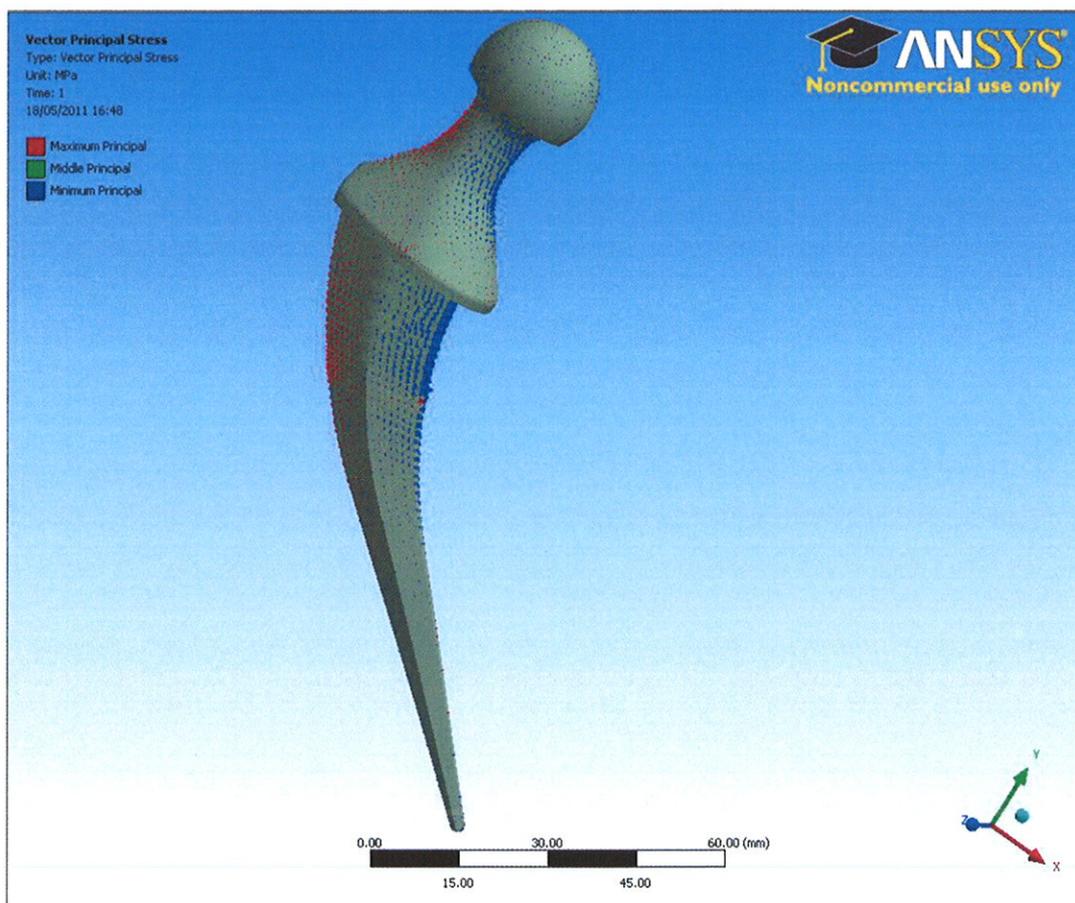


Imagen 67.: Vector de tensiones para el Acero inoxidable 316L

Haciendo zoom a la parte que concierne a las mayores tensiones (Imagen 68), se puede establecer dónde se posiciona la tracción y dónde la compresión de mayor intensidad.

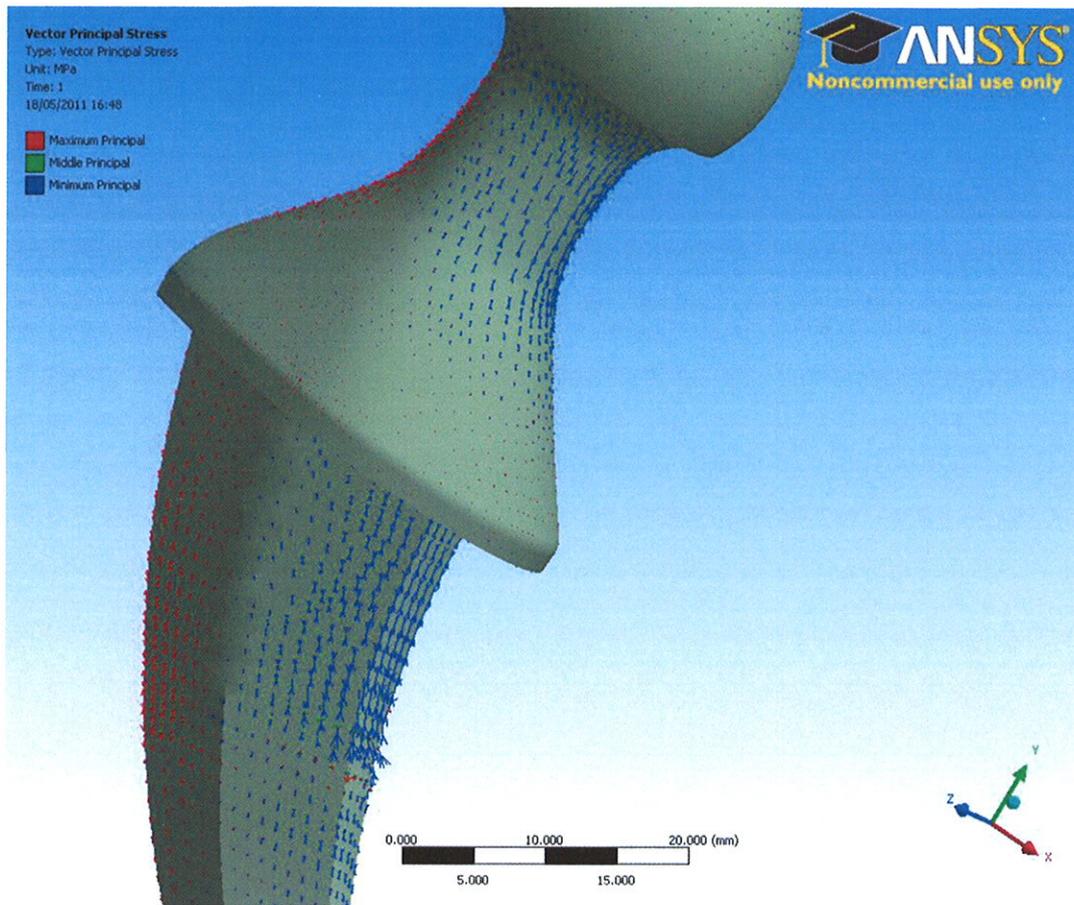


Imagen 68.: Zoom en vector de tensiones para el Acero inoxidable 316L

Con todo esto, y observando que el esfuerzo de tracción máximo se sitúa en la parte posterior del implante, es evidente que la tensión principal máxima tiene que estar en ese exacto emplazamiento. Aprovechando los recursos del software empleado en el cálculo de elementos finitos, se evalúa esta magnitud. Su valor está en torno a los 245MPa, siendo esta estimación menor que la que se obtenía con las aleaciones de titanio. Dicho esto, no queda más que publicar una imagen (Imagen 69) que valide lo aquí narrado.

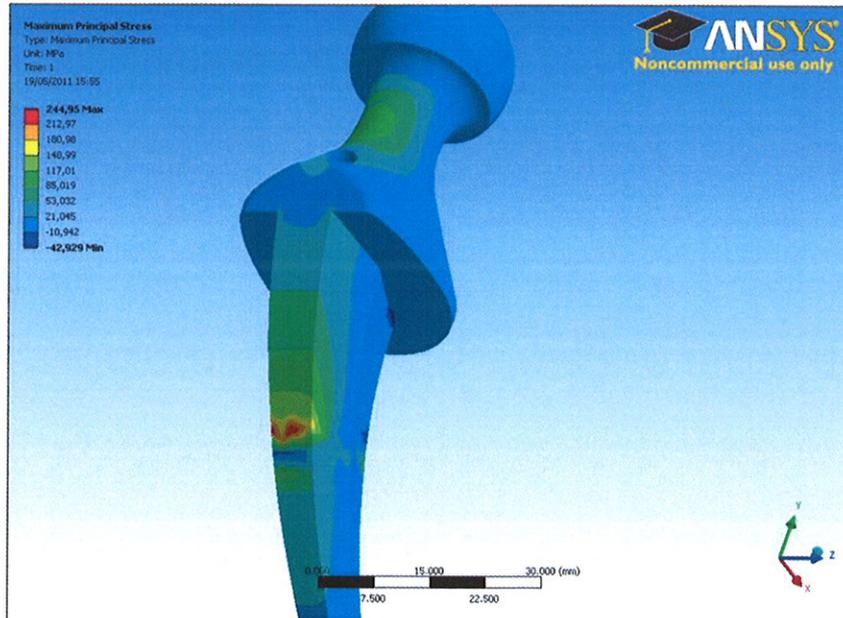


Imagen 69.: Tensión principal máxima para el Acero inoxidable 316L

Opuestamente a la zona que tenía mayor esfuerzo de tracción, se encuentra aquella en la que recae el mayor esfuerzo de compresión, o lo que es igual, aquella en la que se ubica la tensión principal menor. Muestra de ello es la Imagen 70.

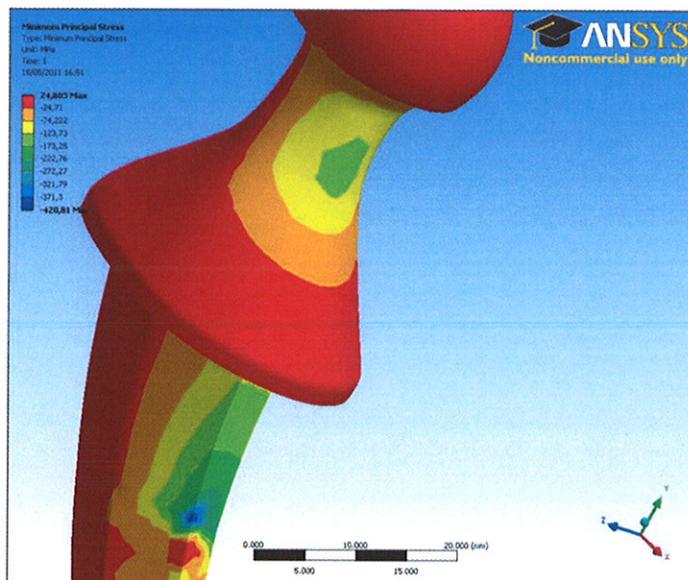


Imagen 70.: Tensión principal mínima para el Acero inoxidable 316L

### 7.2.1.3. $Ti_{35}Nb_7Zr_5Ta$

Puesto que en este apartado se trata una aleación de titanio, las tensiones que suscitará la carga aplicada, no divergirán de forma cuantiosa. Y, si bien es cierto que se trata de un biomaterial mucho más novedoso, lo lógico sería que presentase ventajas respecto a las aleaciones de titanio convencionales.

El progreso que ha suscitado esta material biocompatible será substancial a la hora de estudiar la deformación que se da bajo una misma carga, pero no representará un gran cambio en los datos calculados para Von Misses. La máxima tensión equivalente de Von Misses es aproximadamente 320MPa, y como era de esperar, se origina en análoga disposición a como lo hacía en  $Ti_6Al_4V$  o acero inoxidable 316L. Es sencillo comprobarlo con representaciones similares a las de la Imagen 71.

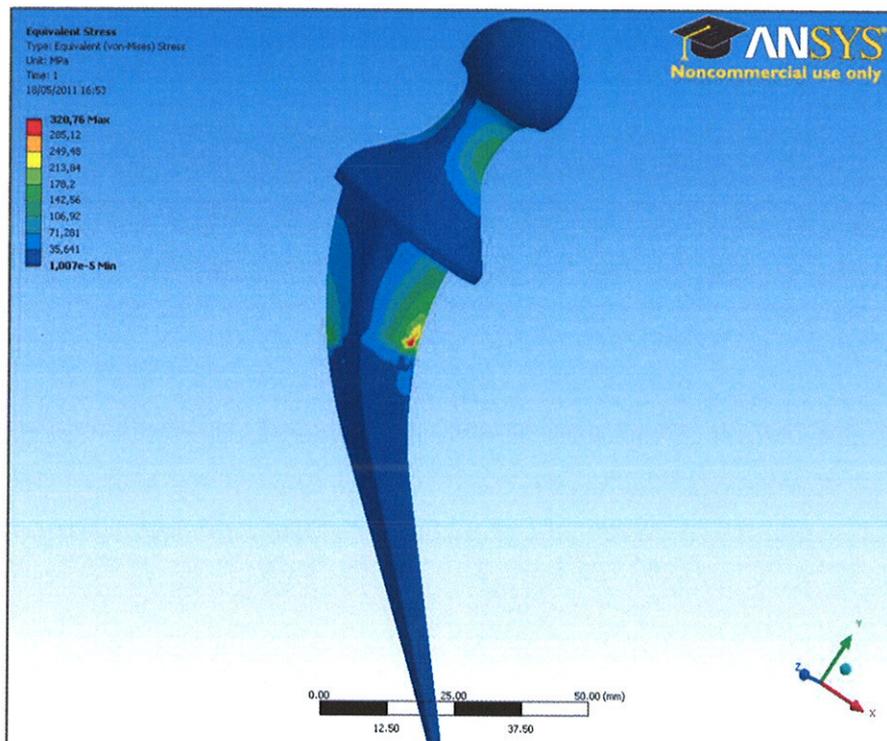


Imagen 71.: Tensión Von Misses ( $Ti_{35}Nb_7Zr_5Ta$ )

De nuevo, chequear que se está ante un caso de compresión resulta sencillo exponiendo el vector principal de tensiones. Esta es la información que es capaz de volcar la Imagen 72.

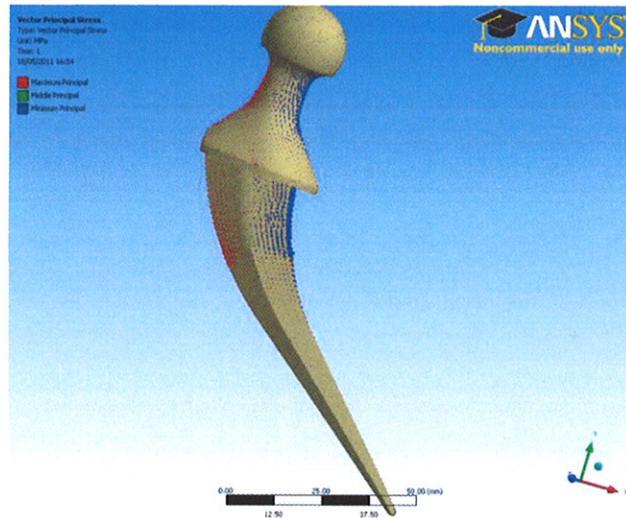


Imagen 72.: Vector de tensiones para el  $Ti_{35}Nb_7Zr_5Ta$

El enfoque de la figura anterior hace constar que las zonas más débiles ante cargas externas presentan cambios de sección bruscos, lo que convierte en delicada a la geometría en esos puntos. Con más detalle puede observarse este fenómeno en la Imagen 73.

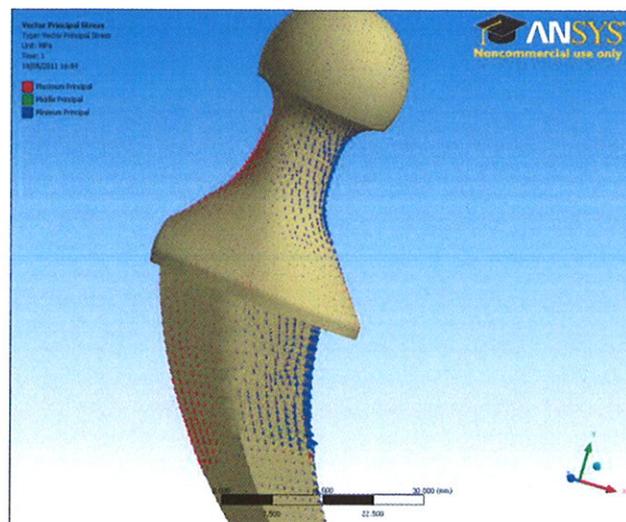


Imagen 73.: Zoom en vector de tensiones para el  $Ti_{35}Nb_7Zr_5Ta$

La máxima tensión principal dictamina dónde la tracción tiene su mayor manifestación, así como el valor que puede alcanzar. Un análisis de “Maximum Principal Stress” proporciona este dato, y su simplificación puede reducirse a una figura como la de la Imagen 74.

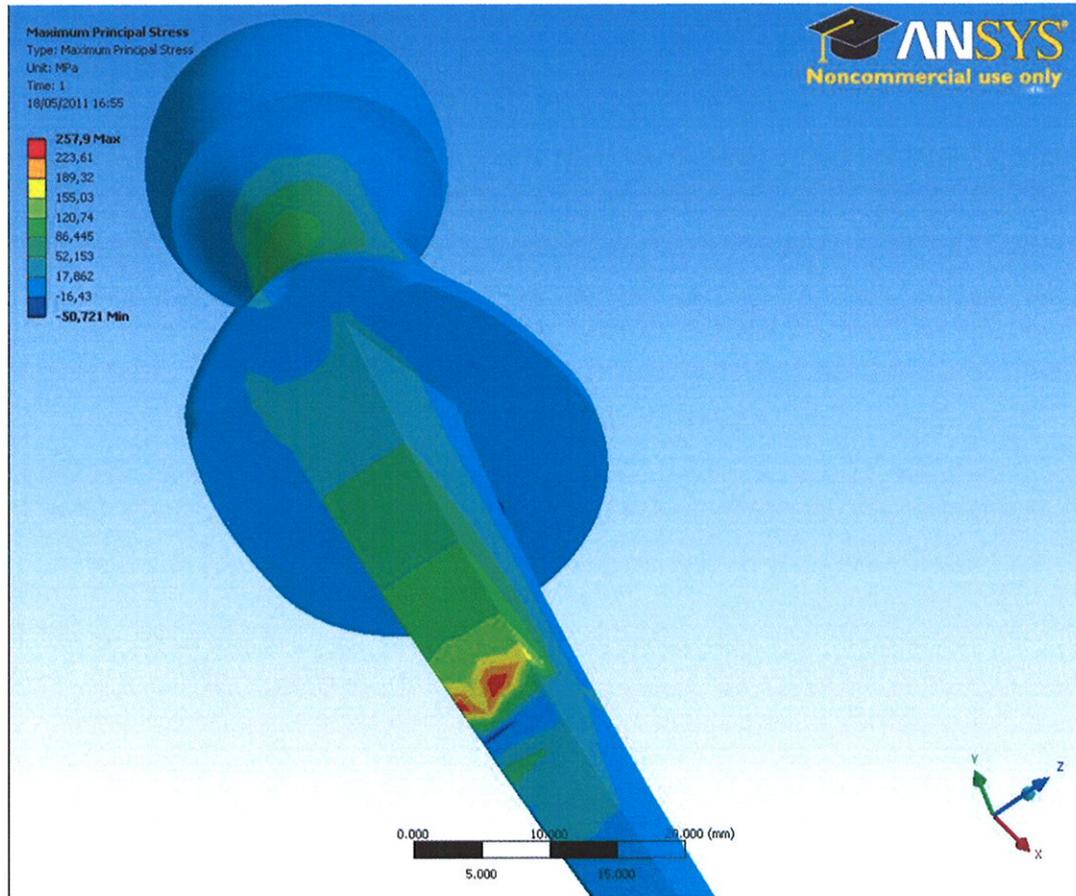


Imagen 74.: Máxima tensión principal para el  $Ti_{35}Nb_7Zr_5Ta$

Al mismo tiempo, la tensión principal mínima trabaja con las sollicitudes a compresión, siendo en este sólido ensayado más fuertes que las de tracción. Los valores numéricos pueden advertirse en la Imagen 75, imagen que se corresponde a la mínima tensión principal.

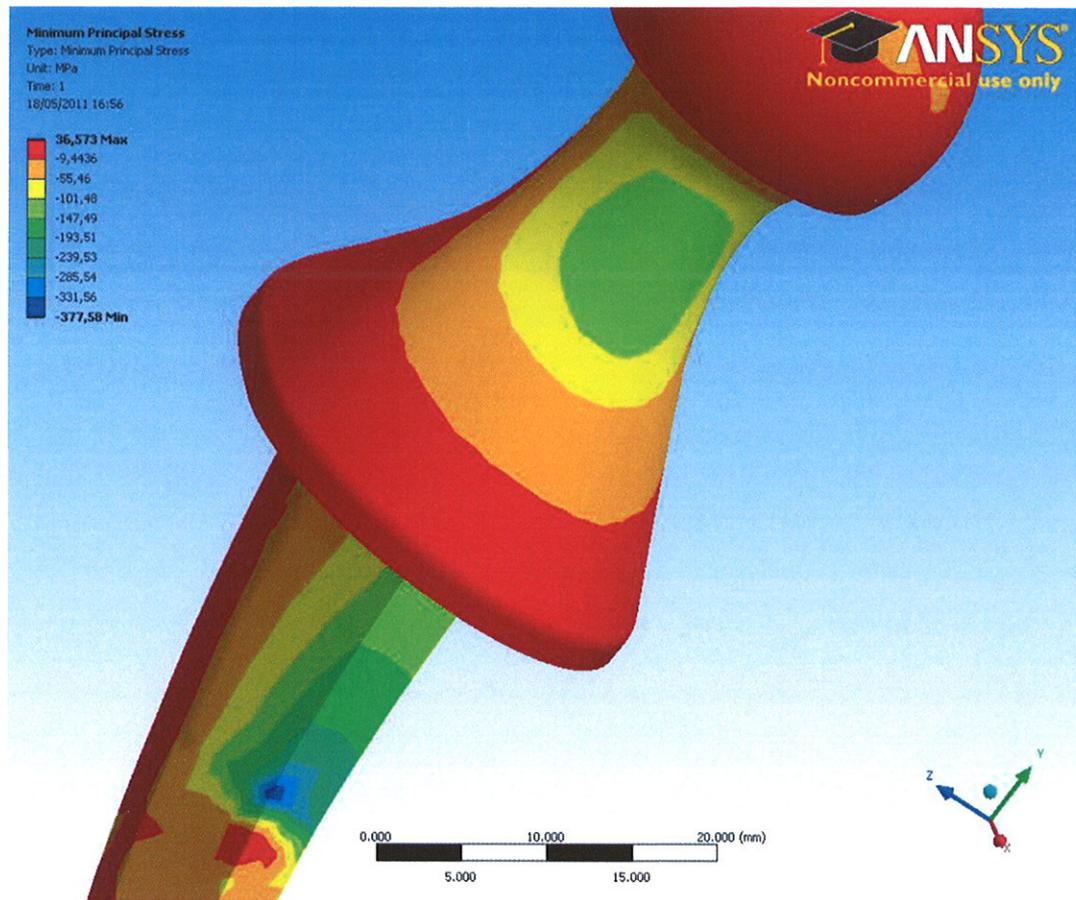


Imagen 75.: Mínima tensión principal para el  $Ti_{35}Nb_7Zr_5Ta$

### 7.2.2. Deformaciones

Pero la tensión por sí sola no es capaz de expresar el comportamiento de un sólido en su totalidad. Para conocer con carácter más certero la reacción en el implante cuando se somete a una carga, es fundamental que se analicen las deformaciones que sufre el mismo. Este planteamiento viene precedido por la Ley de Hooke, que se expuso de forma teórica en los capítulos de base matemática de elementos finitos.

Asimismo, una valiosa iniciativa se produciría si se lograra una imagen simultánea del elemento deformado y del de partida.

A pesar de que las tensiones de Von Mises no difieren demasiado a la hora de cotejar materiales, no ocurre lo mismo con los desplazamientos. Esta similitud puede ser debida a que en la zona de máximas tensiones, los esfuerzos resultan ser principalmente de tracción- compresión y en pequeña medida de flexión, y las tensiones, para dichos esfuerzos, dependen primordialmente de la geometría.

Sin más preámbulo, en la Tabla 8 se presentan los valores de desplazamiento obtenidos para cada material ensayado.

MATERIAL	Desplazamiento Total (mm)	Desplazamiento Direccional (Y axis) (mm)
Acero inox. 316L	0.31135	0.068633
Ti <sub>6</sub> Al <sub>4</sub> V	0.45927	0.14563
Ti <sub>35</sub> Nb <sub>7</sub> Zr <sub>5</sub> Ta	0.8432	0.3455

Tabla 8.: Valores numéricos de desplazamiento obtenidos para cada material ensayado

La razón que explica que exista tanta diferencia entre la deformación en el acero inoxidable 316L y las aleaciones de titanio, radica en la disparidad que se da entre sus módulos de Young. Con esto se quiere hacer entender, que a menor módulo elástico, mayor deformación habrá. Muestra clara de ello, es la novedosa aleación de titanio, Ti<sub>35</sub>Nb<sub>7</sub>Zr<sub>5</sub>Ta.

Para mayor contundencia en lo ya enunciado, se procede a la discusión de cálculos realizados con los distintos materiales.

### 7.2.2.1. $Ti_6Al_4V$

El hecho de que los desplazamientos más significativos se den en la parte superior de la prótesis, viene motivado por el “apoyo fijo” (fixed support) al que está sometido el componente que sostiene al vástago.

En el caso de la aleación de titanio que incumbe a esta sección, la deformación (como escalar) toma un valor de 0,45mm (ver Imagen 76), dato justificado por el módulo de Young de este biomaterial.

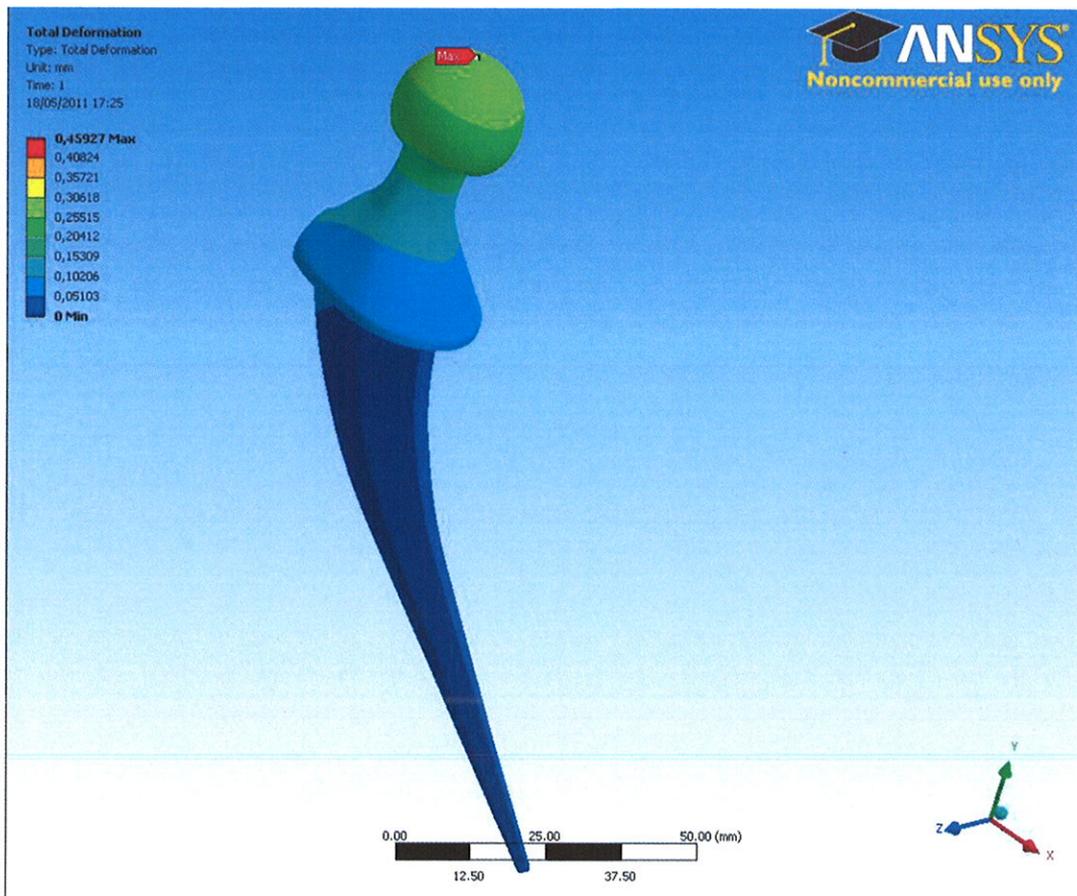


Imagen 76.: “Total deformation” para el  $Ti_6Al_4V$

Sin embargo, puesto que la carga está aplicada en la dirección del eje vertical, sería conveniente estudiar la deformación direccional que acontece según el eje Y. De este modo los valores serán más representativos, y darán mejor idea del comportamiento de la aleación. Para ello, se expone la Imagen 77, en la que se sitúa el valor máximo de desplazamiento en el implante.

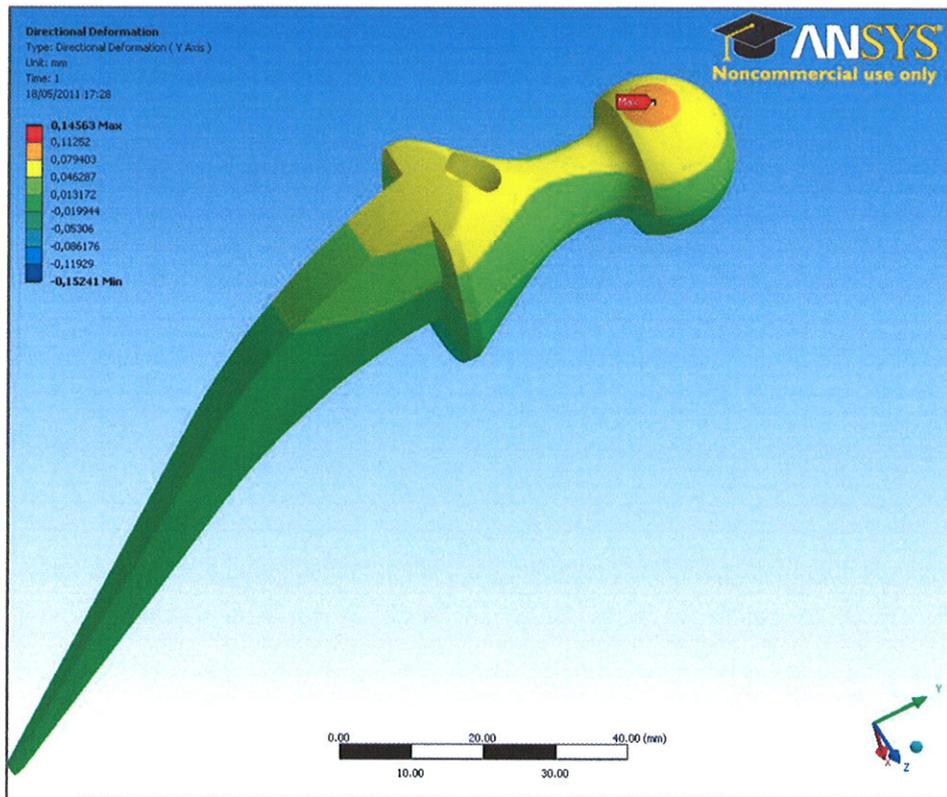


Imagen 77.: "Directional Deformation" (Y axis) para el  $Ti_6Al_4V$

#### 7.2.2.2. Acero inoxidable 316L

Ya se introdujo en capítulos anteriores la influencia del módulo de Young sobre la deformación. Este influjo tiene como base matemática la Ley de Hooke, ley que establece proporcionalidad entre tensiones y deformaciones.

Entonces, si casi se puede hablar de abismo en el cotejo de módulos de elasticidad de aleaciones de titanio y aceros inoxidables, es de suponer que algo parecido ocurrirá con las deformaciones.

Así puede comprenderse cuando se toma imagen del ensayo de la prótesis con acero inoxidable 316L (Imagen 78). Ahora el desplazamiento del punto extremo superior, resulta ser mucho menor.

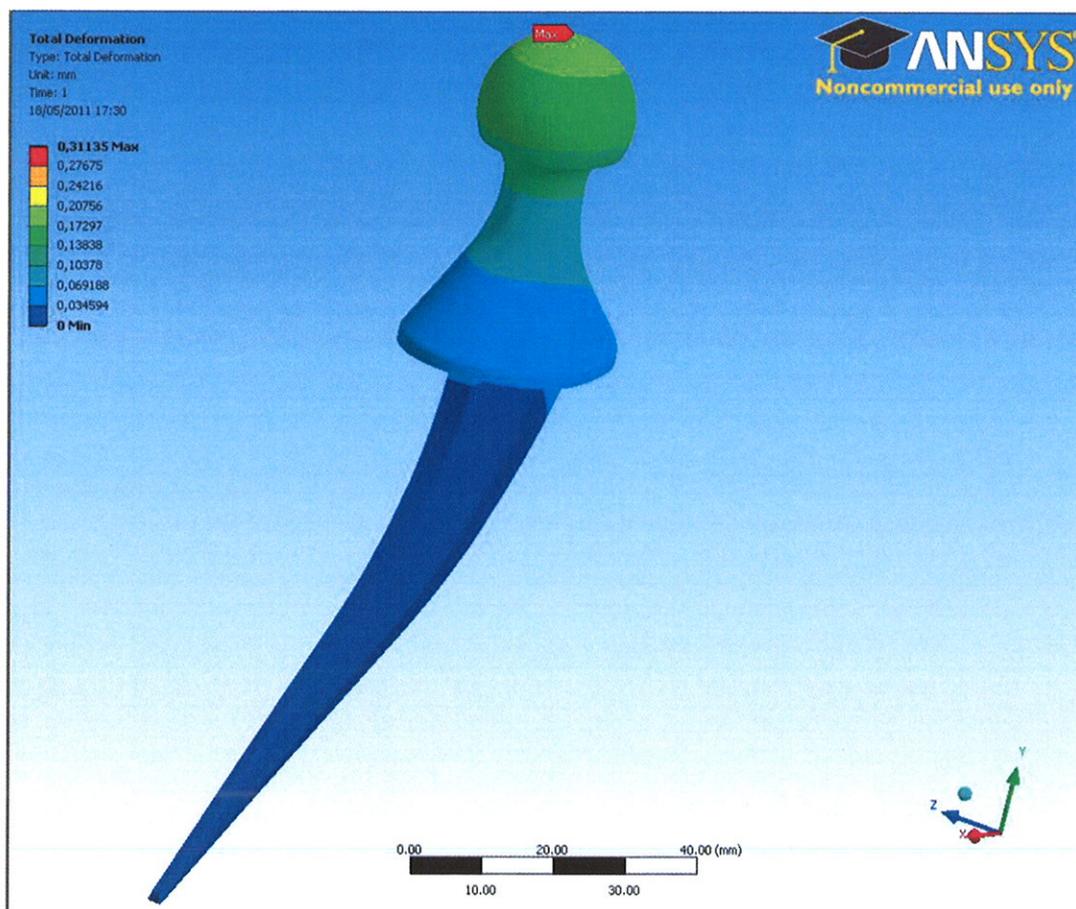


Imagen 78.: "Total deformation" para el Acero inoxidable 316L

Y de nuevo, como ya sucediera con el biomaterial Ti6Al4V, el caso a analizar para mayor precisión en la comparación de materiales biocompatibles, es el de deformaciones direccionales sobre el eje Y. En este tipo de análisis se ratifica

que, al estar fijado el implante por su parte más inferior, el mayor desplazamiento tiene lugar en su parte más superior. Prueba de ello es la Imagen 79.

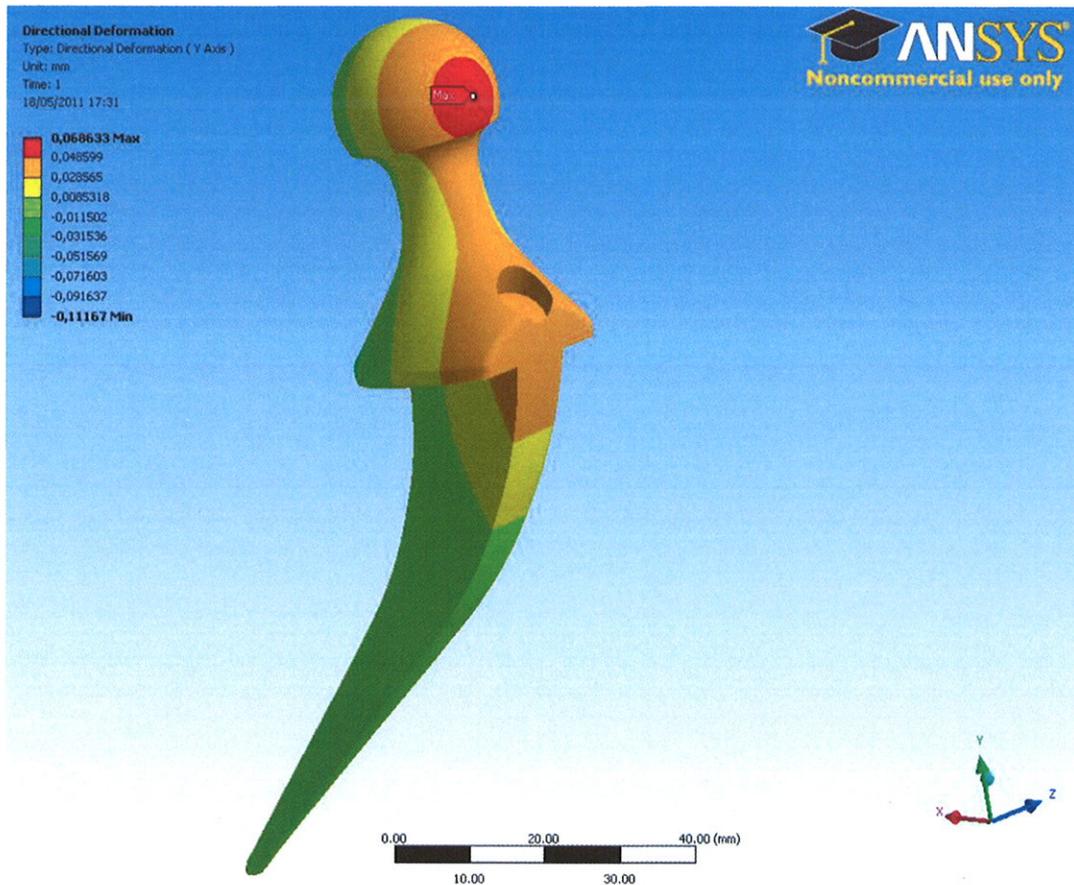


Imagen 79.: "Directional Deformation" (Y axis) para el Acero inoxidable 316L

### 7.2.2.3. $Ti_{35}Nb_7Zr_5Ta$

Esta aleación de titanio de última generación, posee una propiedad mecánica muy valiosa en el mundo de los implantes óseos. Su módulo de Young se aproxima bastante al del hueso real, mostrando así un comportamiento mecánico más parecido.

Y en la parte que es asignable a este apartado del proyecto, el bajo módulo de elasticidad hace que el desplazamiento sufrido bajo las mismas condiciones de carga, sea mucho inferior que el que otorgan el resto de materiales ensayados. Es evidente este enunciado si se observa la Imagen 80. Ahora los colores de la escala no alcanzan los niveles que, por ejemplo, volcaba el cálculo con el acero inoxidable 316L.

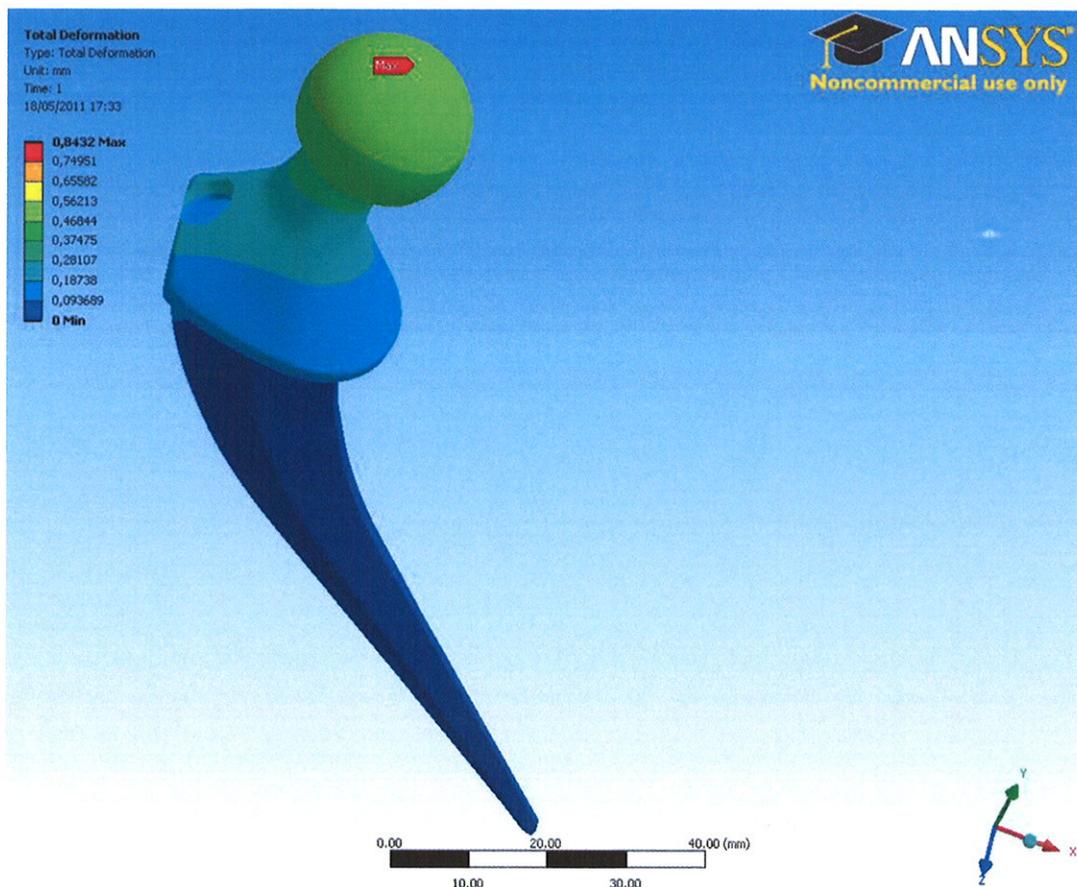


Imagen 80.: "Total deformation" para el  $Ti_{35}Nb_7Zr_5Ta$

Lo más interesante, es que a pesar de que los resultados obtenidos en deformaciones direccionales según el eje Y para los tres casos desarrollados sean muy dispares, la posición de este máximo es exacta tanto para las aleaciones de titanio como para el estudio del acero inoxidable.

Sin más dilación, se expone la última imagen que da fuerza a la afirmación anterior, Imagen 81.

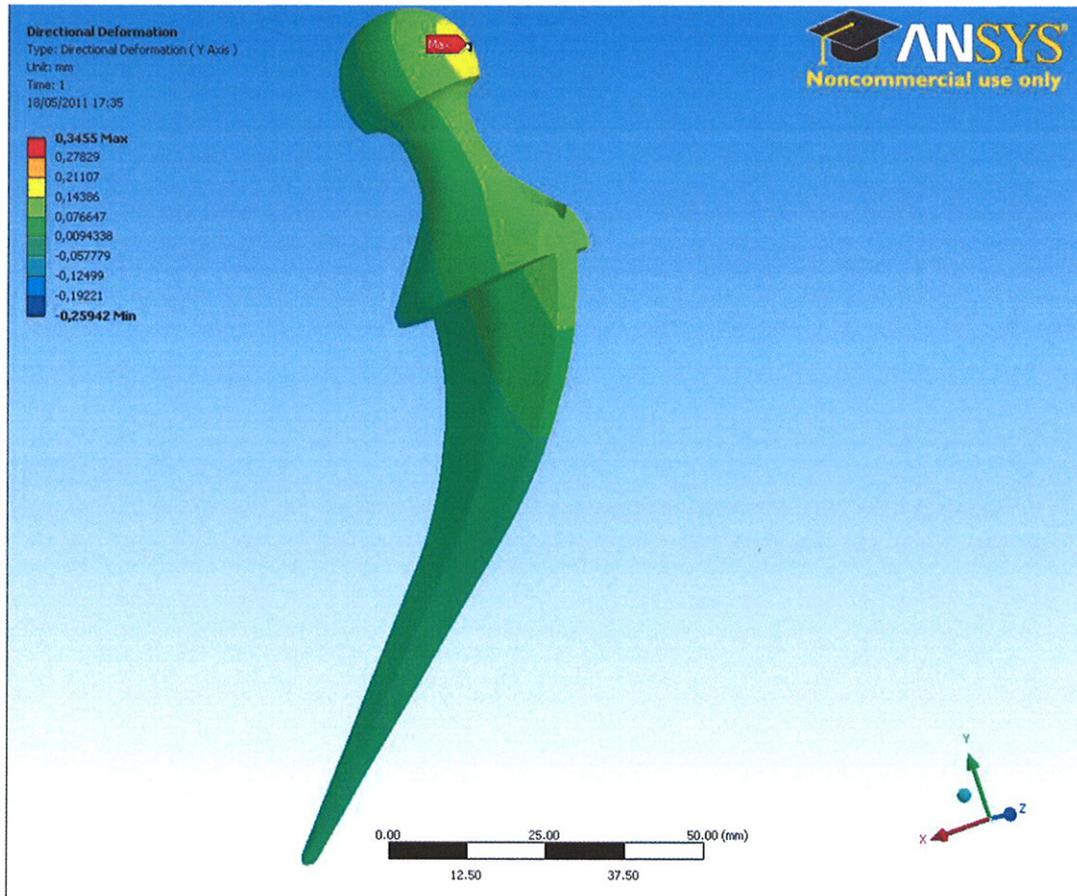


Imagen 81.: "Directional deformation" para el Ti<sub>35</sub>Nb<sub>7</sub>Zr<sub>5</sub>Ta

## 8. Conclusiones y trabajos futuros

### 8.1. Conclusiones

El presente documento tenía como finalidad la justificación de la investigación evolutiva en biomateriales para implantes óseos. Pero para que los resultados de un ensayo en elementos finitos fueran precisos, se requería la creación de una geometría similar a los implantes reales.

Tras una exhaustiva búsqueda e indagación de información en el mundo de los materiales biocompatibles para el reemplazo de componentes óseos (más concretamente sustitución articular de cadera) y en el avance de los mismos, se ha pretendido establecer unas bases mecánicas que satisficiesen tal fin.

El más antiguo de los tres materiales simulados en el modelo protésico resultó ser el acero inoxidable 316L. Años más tarde, surgiría como novedad la aleación de titanio  $Ti_6Al_4V$ , que ofrecía un comportamiento a compresión más efectivo que el que se vino observando con su predecesor. Pero no ha sido hasta estas últimas décadas, cuando ha visto la luz un material que, al fin, conseguía aproximar, sustancialmente, su módulo de Young al del hueso. Se trata del compuesto  $Ti_{35}Nb_7Zr_5Ta$ .

Con esta evolución, y más específicamente con el acercamiento que se ha producido entre las propiedades mecánicas de componente de sustitución y componente de origen, se ha conseguido emular con mayor fiabilidad, la reacción de un implante tras la intervención.

El estudio de elementos finitos obrado, ha dado muestra de cómo la magnitud de las deformaciones aparecidas tras la aplicación de una misma carga sobre los distintos materiales aumentaba, llegando a alcanzar valores casi tres veces superiores de deformación en el material más novedoso.

Todo lo contrario se demostraba en cuanto a las tensiones que sufre una prótesis de cadera. Con un mismo diseño geométrico, las tensiones de Von Mises se reducían apaciguando el fenómeno de necrosis en el fémur si se intervenía con un implante de  $Ti_{35}Nb_7Zr_5Ta$ .

Es por todo lo citado que, un punto constante de estudio con relación a los implantes internos, sigue siendo el material. El material ideal debe poseer un módulo de elasticidad bajo, próximo a los 17GPa que presenta el tejido óseo.

Además, se debe complementar con una alta resistencia última, resistencia a la fatiga por las cargas repetidas a que se verá sometida la prótesis en el ciclo de vida, e indudablemente, y con una biocompatibilidad total.

Como nota final, añadir que en el presente trabajo se constató que un cambio en el módulo de elasticidad de la prótesis producía una reducción en las magnitudes de los esfuerzos. Y aunque los resultados que se obtienen con el material de más reciente implementación son esperanzadores para que no sea necesaria una segunda intervención, la ambición científica no cesa, y qué duda cabe de que en breve serán necesarias múltiples simulaciones más para probar tecnologías casi, hoy, impensables.

## 8.2. Líneas futuras de investigación

Las últimas investigaciones en tecnología para implantes, proviene de profesionales canadienses y alemanes. Su aporte a esta rama de la biomedicina radica en poder fabricar prótesis óseas que sean idénticas a los huesos humanos.

Esta modelización es posible gracias a la implementación de una impresora 3D de chorro de tinta que logra reproducir una imagen tridimensional del hueso por mediación de un escáner.

“La prótesis de material cerámico se obtiene mediante impresión de sucesivas capas, como en una foto a color, y reproduce exactamente la porosidad ósea que permite el crecimiento de capilares sanguíneos necesarios para la vida del hueso”.

El material cerámico empleado es sustituido por hueso vivo cuando con el tiempo es capaz de disolverse lentamente. Es por ello, que es condición indispensable que el cerámico posea la propiedad de ser soluble.

Puesto que con esta técnica es posible crear implantes óseos que encajen a la perfección en la anatomía del paciente, la posibilidad de que se produzca rechazo disminuye considerablemente, por lo que su duración no hace sino que incrementarse.

Pero para que la impresora pueda llegar a cumplir su objetivo, antes tiene que haberse realizado un escáner previo de la anatomía a reparar. Es a partir de aquí cuando la impresora, haciendo las veces de tinta, suelta un chorro de ácido sobre una película de cemento. De esta manera, y haciendo reiterada esta operación, se consigue un objeto cerámico que reproduce al detalle el hueso a reconstruir. Y cuando se especifica al detalle, se quiere hacer entender, que incluso la porosidad y la geometría de los microcanales de los huesos puede ser controlada. No cabe duda de que ésta es la mayor proeza alcanzada en esta tecnología, ya que abrirá las puertas a la vida.

Los microcanales a los que se hacen mención, tienen la misión de llevar a las células óseas presentes en éstos, el oxígeno y los nutrientes que son indispensables para la generación de tejido óseo y para la consecución de mantener el hueso con vida. Si no hubiese acceso a la sangre, sería imposible obtener hueso.

El cemento que se nombra en líneas anteriores contiene cristales de Brushita, que aportan la propiedad de endurecer sin tener que ser calentados. Y se habla de ventaja, porque es de esta manera con la que se consigue que los poros no conecten de forma aleatoria, y que a su vez, se pueda recibir el riego sanguíneo habiendo una adecuada adaptación una vez implantada la prótesis.

“Aunque esta tecnología tardará todavía al menos diez años en estar disponible para la práctica médica, cuando pueda realmente reconstruir un hueso desaparecido como consecuencia de una fractura evitará una segunda operación, muy dolorosa, a través de la cual los traumatólogos extraen el materia óseo necesario para el injerto de los huesos iliacos.”

A continuación y para terminar la exposición, se muestra en la Imagen 82, una reproducción practicada con esta tecnología de cráneos humanos.



Imagen 82.: Cráneos humanos reproducidos con la tecnología impresión 3D

## 9. Bibliografía

- [1]. R.A. Calandruccio, "Cirugía ortopédica", Ed. Médica Panamericana (1998)
- [2]. M. Niinomi, "Recent metallic materials for biomedical applications", Materials science and Engineering, (1998)
- [3]. A. Murcia Mazón y J. Paz Jiménez, "Artroplastias no cementadas de cadera", Google Books (1998)
- [4]. G. S. Duffó, "Biomateriales: una mejor calidad de vida", Ed. Limusa (2006)
- [5]. ANSYS. Documentation for ANSYS
- [6]. A. Viladot Voegeli, "Lecciones básicas de biomecánica del aparato locomotor", Ed. Springer (2000)
- [7]. D. Hernández Vaquero, "La cadera", Ed. Médica Panamericana (1997)
- [8]. W. González Viñas, H. L. Mancini, "Ciencia de los materiales", Ed. Ariel (2003)
- [9]. Artículo de referencia 1:  
[http://www.sabi.org.ar/anales/cd\\_2005/pdf/006MB.pdf](http://www.sabi.org.ar/anales/cd_2005/pdf/006MB.pdf)
- [10]. Artículo de referencia 2:  
<http://iopscience.iop.org/1742-6596/90/1/012007>
- [11]. [www.rmedica.es](http://www.rmedica.es) (Última consulta marzo 2.011)
- [12]. [www.intermedicina.com/Revesp.htm](http://www.intermedicina.com/Revesp.htm) (Última consulta marzo 2.011)
- [13]. [redalyc.uaemex.mx/pdf/304/30400404.pdf](http://redalyc.uaemex.mx/pdf/304/30400404.pdf) (Última consulta marzo 2.011)
- [14]. Artículo de referencia 3:  
<http://iopscience.iop.org/1742-6596/90/1/012007>
- [15]. [www.lapapa.com](http://www.lapapa.com) (Última consulta marzo 2.011)

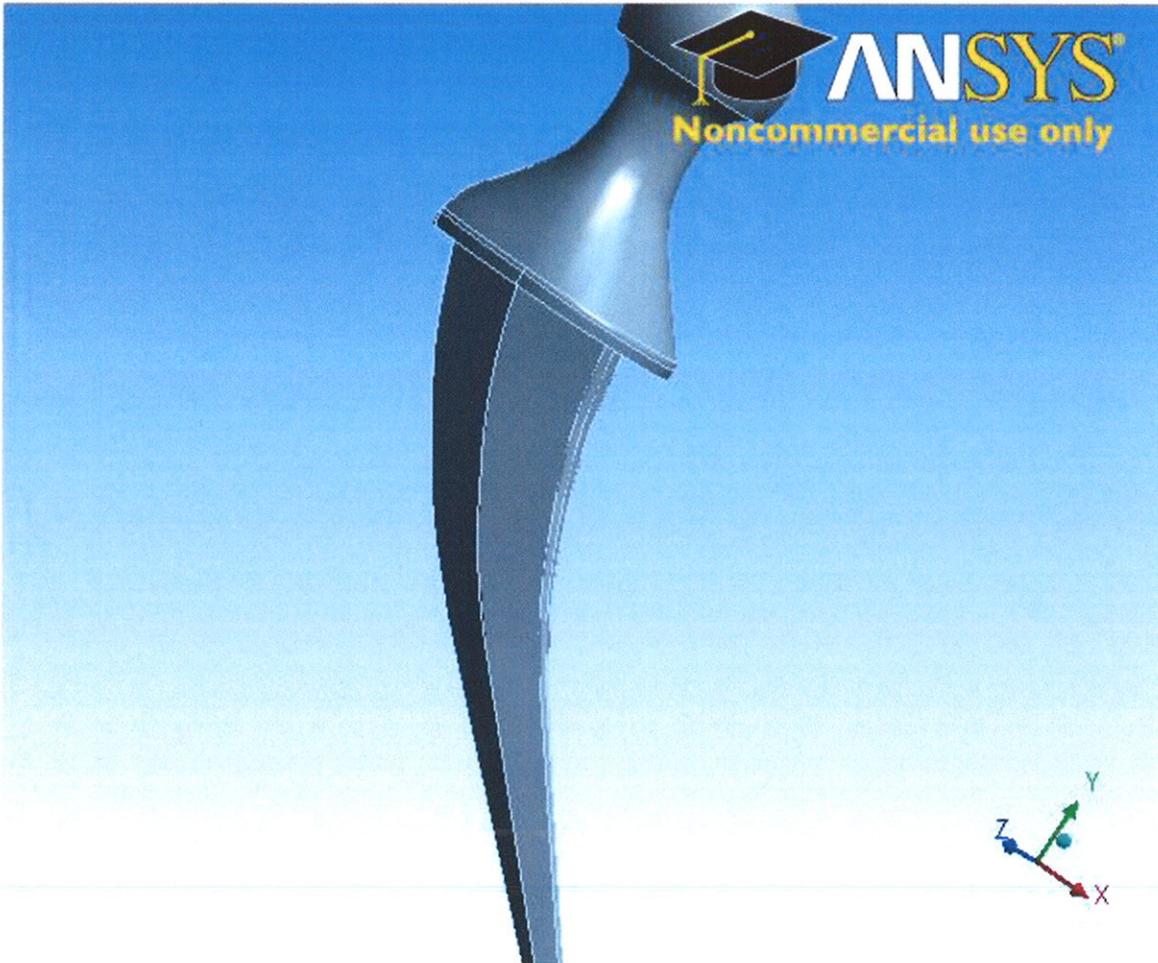
# ANEXO I

*Simulation Report*



## Project

First Saved	Monday, May 09, 2011
Last Saved	Thursday, May 19, 2011
Product Version	11.0 Release



# Contents

- **Ti6 Al4 V**
  - Geometry
    - Parts
  - Connections
    - Contact Regions
  - Mesh
    - Mesh Controls
  - **Static Structural**
    - Analysis Settings
    - Loads
    - Solution
      - Solution Information
      - Results
- **Acero inox 316L**
  - Geometry
    - Parts
  - Connections
    - Contact Regions
  - Mesh
    - Mesh Controls
  - **Static Structural**
    - Analysis Settings
    - Loads
    - Solution
      - Solution Information
      - Results
- **Ti35 Nb7 Zr5 Ta**
  - Geometry
    - Parts
  - Connections
    - Contact Regions
  - Mesh
    - Mesh Controls
  - **Static Structural**
    - Analysis Settings
    - Loads
    - Solution
      - Solution Information
      - Results
- **Material Data**
  - Soporte Norma IRAM 9422-3
  - Ti6Al4V
  - Polietileno
  - acero inox 316L
  - Ti35 Nb7 Zr5 Ta

## Units

TABLE 1

Unit System	Metric (mm, kg, N, °C, s, mV, mA)
Angle	Degrees
Rotational Velocity	rad/s

## Ti6\_Al4\_V

## Geometry

**TABLE 2**  
**Ti6\_Al4\_V > Geometry**

Object Name	Geometry
State	Fully Defined
<b>Definition</b>	
Source	E:\PFC\Modelo a medida_1.agdb
Type	DesignModeler
Length Unit	Millimeters
Element Control	Program Controlled
Display Style	Part Color
<b>Bounding Box</b>	
Length X	111,23 mm
Length Y	164,03 mm
Length Z	50, mm
<b>Properties</b>	
Volume	2,0179e+005 mm <sup>3</sup>
Mass	0, kg
<b>Statistics</b>	
Bodies	3
Active Bodies	3
Nodes	26961
Elements	15628
<b>Preferences</b>	
Import Solid Bodies	Yes
Import Surface Bodies	Yes
Import Line Bodies	Yes
Parameter Processing	Yes
Personal Parameter Key	DS
CAD Attribute Transfer	No
Named Selection Processing	No
Material Properties Transfer	No
CAD Associativity	Yes
Import Coordinate Systems	No
Reader Save Part File	No
Import Using Instances	Yes
Do Smart Update	No
Attach File Via Temp File	No
Analysis Type	3-D
Mixed Import Resolution	None
Enclosure and Symmetry Processing	Yes

**TABLE 3**  
**Ti6\_Al4\_V > Geometry > Parts**

Object Name	Hueso a medida	pótesis_pieza1nueva2	carga
State	Hidden	Meshed	Hidden
<b>Graphics Properties</b>			
Visible	No	Yes	No
Transparency		1	
<b>Definition</b>			
Suppressed	No		

Material	Soporte Norma IRAM 9422-3	Ti6Al4V	Polietileno
Stiffness Behavior	Flexible		
Nonlinear Material Effects	Yes		
<b>Bounding Box</b>			
Length X	84,266 mm	79,572 mm	52,826 mm
Length Y	93,521 mm	123,08 mm	44,005 mm
Length Z	48,523 mm	27,3 mm	50, mm
<b>Properties</b>			
Volume	1,4477e+005 mm <sup>3</sup>	20591 mm <sup>3</sup>	36425 mm <sup>3</sup>
Mass	0, kg		
Centroid X	-2,5578 mm	-35,124 mm	-45,76 mm
Centroid Y	-17,137 mm	39,184 mm	78,808 mm
Centroid Z	-9,3485e-004 mm	2,1219e-002 mm	1,3759e-002 mm
Moment of Inertia Ip1	0, kg·mm <sup>2</sup>		
Moment of Inertia Ip2	0, kg·mm <sup>2</sup>		
Moment of Inertia Ip3	0, kg·mm <sup>2</sup>		
<b>Statistics</b>			
Nodes	15816	10272	873
Elements	9828	5582	218

## Connections

**TABLE 4**  
**Ti6\_Al4\_V > Connections**

Object Name	Connections
State	Fully Defined
<b>Auto Detection</b>	
Generate Contact On Update	Yes
Tolerance Type	Slider
Tolerance Slider	0,
Tolerance Value	0,51099 mm
Face/Face	Yes
Face/Edge	No
Edge/Edge	No
Priority	Include All
Same Body Grouping	Yes
Revolute Joints	Yes
Fixed Joints	Yes
<b>Transparency</b>	
Enabled	Yes

**TABLE 5**  
**Ti6\_Al4\_V > Connections > Contact Regions**

Object Name	Contact Region	Contact Region 2
State	Fully Defined	
<b>Scope</b>		
Scoping Method	Geometry Selection	
Contact	13 Faces	1 Face
Target	13 Faces	1 Face
Contact Bodies	Hueso a medida	pótesis_pieza1nueva2

Target Bodies	pótesis_pieza1nueva2	carga
<b>Definition</b>		
Type	Bonded	
Scope Mode	Automatic	
Behavior	Symmetric	
Suppressed	No	
<b>Advanced</b>		
Formulation	Pure Penalty	
Normal Stiffness	Program Controlled	
Update Stiffness	Never	
Thermal Conductance	Program Controlled	
Pinball Region	Program Controlled	

## Mesh

**TABLE 6**  
**Ti6\_A14\_V > Mesh**

Object Name	<i>Mesh</i>
State	Solved
<b>Defaults</b>	
Physics Preference	Mechanical
Relevance	0
<b>Advanced</b>	
Relevance Center	Coarse
Element Size	Default
Shape Checking	Standard Mechanical
Solid Element Midside Nodes	Program Controlled
Straight Sided Elements	No
Initial Size Seed	Active Assembly
Smoothing	Low
Transition	Fast
<b>Statistics</b>	
Nodes	26961
Elements	15628

**TABLE 7**  
**Ti6\_A14\_V > Mesh > Mesh Controls**

Object Name	<i>Body Sizing</i>	<i>Body Sizing 2</i>	<i>Body Sizing 3</i>	<i>Hex Dominant Method</i>
State	Fully Defined			
<b>Scope</b>				
Scoping Method	Geometry Selection			
Geometry	1 Body			
<b>Definition</b>				
Suppressed	No			
Type	Element Size			
Element Size	5, mm	2,957 mm	8, mm	
Edge Behavior	Curv/Proximity Refinement			
Method	Hex Dominant			
Element Midside Nodes	Use Global Setting			
Control Messages	No			

## Static Structural

**TABLE 8**  
**Ti6\_A14\_V > Analysis**

Object Name	<i>Static Structural</i>	
State	Fully Defined	
<b>Definition</b>		
Physics Type	Structural	
Analysis Type	Static Structural	
<b>Options</b>		
Reference Temp	22, °C	

**TABLE 9**  
**Ti6\_A14\_V > Static Structural > Analysis Settings**

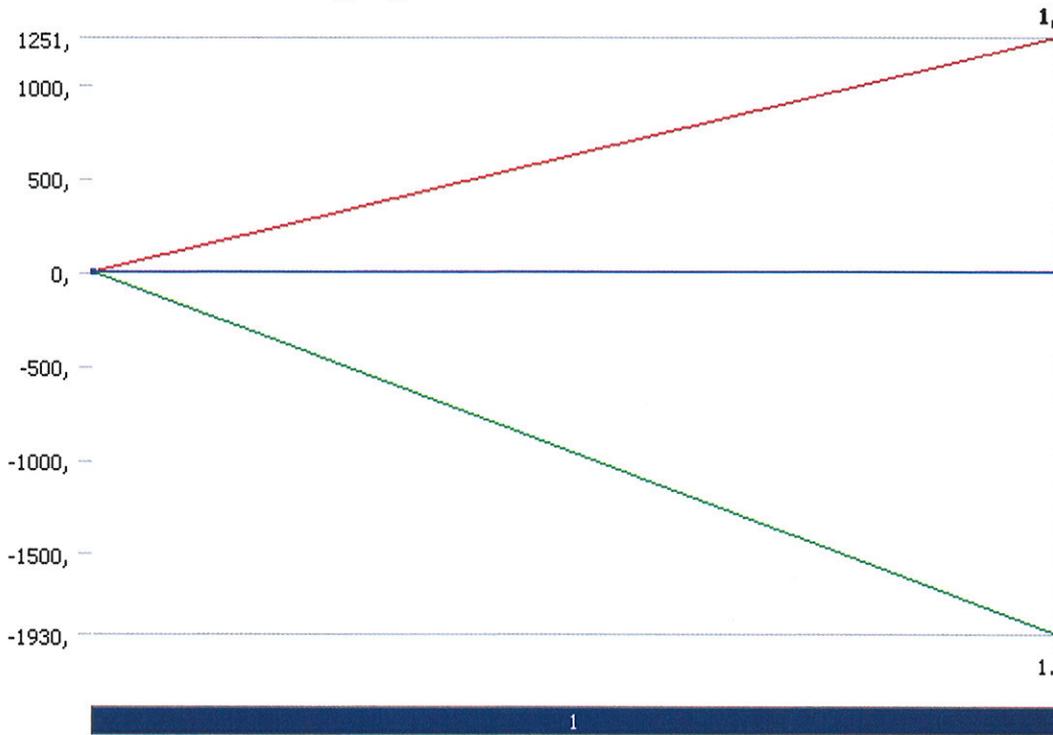
Object Name	<i>Analysis Settings</i>	
State	Fully Defined	
<b>Step Controls</b>		
Number Of Steps	1,	
Current Step Number	1,	
Step End Time	1, s	
Auto Time Stepping	Program Controlled	
<b>Solver Controls</b>		
Solver Type	Program Controlled	
Weak Springs	Program Controlled	
Large Deflection	Off	
Inertia Relief	Off	
<b>Nonlinear Controls</b>		
Force Convergence	Program Controlled	
Moment Convergence	Program Controlled	
Displacement Convergence	Program Controlled	
Rotation Convergence	Program Controlled	
Line Search	Program Controlled	
<b>Output Controls</b>		
Calculate Stress	Yes	
Calculate Strain	Yes	
Calculate Results At	All Time Points	
<b>Analysis Data Management</b>		
Solver Files Directory	E:\PFC\Simulación_Modelo a medida_1_Ti6Al4V_más aproximado Simulation Files\Static Structural\	
Future Analysis	None	
Save ANSYS db	No	
Delete Unneeded Files	Yes	
Nonlinear Solution	No	

**TABLE 10**  
**Ti6\_A14\_V > Static Structural > Loads**

Object Name	<i>Fixed Support</i>	<i>Force</i>
State	Fully Defined	
<b>Scope</b>		
Scoping Method	Geometry Selection	
Geometry	3 Faces	1 Face
<b>Definition</b>		

Type	Fixed Support	Force
Suppressed		No
Define By		Components
X Component		1251, N (ramped)
Y Component		-1930, N (ramped)
Z Component		0, N (ramped)

**FIGURE 1**  
Ti6\_AI4\_V > Static Structural > Force



## Solution

**TABLE 11**  
Ti6\_AI4\_V > Static Structural > Solution

Object Name	<i>Solution</i>
State	Solved
<b>Adaptive Mesh Refinement</b>	
Max Refinement Loops	1,
Refinement Depth	2,

**TABLE 12**  
Ti6\_AI4\_V > Static Structural > Solution > Solution Information

Object Name	<i>Solution Information</i>
State	Solved
<b>Solution Information</b>	
Solution Output	Solver Output
Newton-Raphson Residuals	0
Update Interval	2,5 s
Display Points	All

**TABLE 13**  
**Ti6\_AI4\_V > Static Structural > Solution > Results**

Object Name	<i>Equivalent Elastic Strain</i>	<i>Equivalent Stress</i>	<i>Total Deformation</i>	<i>Directional Deformation</i>	<i>Vector Principal Stress</i>
State	Solved				
<b>Scope</b>					
Geometry	All Bodies				
<b>Definition</b>					
Type	Equivalent (von-Mises) Elastic Strain	Equivalent (von-Mises) Stress	Total Deformation	Directional Deformation	Vector Principal Stress
Display Time	End Time				
Orientation				Y Axis	
<b>Results</b>					
Minimum	4,3656e-009 mm/mm	1,1787e-005 MPa	0, mm	-0,15241 mm	
Maximum	9,7344e-003 mm/mm	358,96 MPa	0,45927 mm	0,14563 mm	
Minimum Occurs On	Hueso a medida			carga	
Maximum Occurs On	Hueso a medida	pótesis_pieza1nueva2	carga		
<b>Information</b>					
Time	1, s				
Load Step	1				
Substep	1				
Iteration Number	1				

**TABLE 14**  
**Ti6\_AI4\_V > Static Structural > Solution > Results**

Object Name	<i>Maximum Principal Stress</i>	<i>Minimum Principal Stress</i>	<i>Middle Principal Stress</i>
State	Solved		
<b>Scope</b>			
Geometry	All Bodies		
<b>Definition</b>			
Type	Maximum Principal Stress	Minimum Principal Stress	Middle Principal Stress
Display Time	End Time		
<b>Results</b>			
Minimum	-45,97 MPa	-410,28 MPa	-81,475 MPa
Maximum	253,9 MPa	33,777 MPa	60,671 MPa
Minimum Occurs On	pótesis_pieza1nueva2		
Maximum Occurs On	pótesis_pieza1nueva2		
<b>Information</b>			
Time	1, s		
Load Step	1		
Substep	1		
Iteration Number	1		

# Acero\_inox\_316L

## Geometry

**TABLE 15**  
**Acero\_inox\_316L > Geometry**

Object Name	Geometry		
State	Fully Defined		
<b>Definition</b>			
Source	E:\PFC\Modelo a medida_1.agdb		
Type	DesignModeler		
Length Unit	Millimeters		
Element Control	Program Controlled		
Display Style	Part Color		
<b>Bounding Box</b>			
Length X	111,23 mm		
Length Y	164,03 mm		
Length Z	50, mm		
<b>Properties</b>			
Volume	2,0179e+005 mm <sup>3</sup>		
Mass	0, kg		
<b>Statistics</b>			
Bodies	3		
Active Bodies	3		
Nodes	26961		
Elements	15628		
<b>Preferences</b>			
Import Solid Bodies	Yes		
Import Surface Bodies	Yes		
Import Line Bodies	Yes		
Parameter Processing	Yes		
Personal Parameter Key	DS		
CAD Attribute Transfer	No		
Named Selection Processing	No		
Material Properties Transfer	No		
CAD Associativity	Yes		
Import Coordinate Systems	No		
Reader Save Part File	No		
Import Using Instances	Yes		
Do Smart Update	No		
Attach File Via Temp File	No		
Analysis Type	3-D		
Mixed Import Resolution	None		
Enclosure and Symmetry Processing	Yes		

**TABLE 16**  
**Acero\_inox\_316L > Geometry > Parts**

Object Name	Hueso a medida	pótesis_pieza1nueva2	carga
State	Hidden	Meshed	Hidden
<b>Graphics Properties</b>			
Visible	No	Yes	No
Transparency		1	

Definition			
Suppressed	No		
Material	Soporte Norma IRAM 9422-3	acero_inox_316L	Polietileno
Stiffness Behavior	Flexible		
Nonlinear Material Effects	Yes		
Bounding Box			
Length X	84,266 mm	79,572 mm	52,826 mm
Length Y	93,521 mm	123,08 mm	44,005 mm
Length Z	48,523 mm	27,3 mm	50, mm
Properties			
Volume	1,4477e+005 mm <sup>3</sup>	20591 mm <sup>3</sup>	36425 mm <sup>3</sup>
Mass	0, kg		
Centroid X	-2,5578 mm	-35,124 mm	-45,76 mm
Centroid Y	-17,137 mm	39,184 mm	78,808 mm
Centroid Z	-9,3485e-004 mm	2,1219e-002 mm	1,3759e-002 mm
Moment of Inertia Ip1	0, kg·mm <sup>2</sup>		
Moment of Inertia Ip2	0, kg·mm <sup>2</sup>		
Moment of Inertia Ip3	0, kg·mm <sup>2</sup>		
Statistics			
Nodes	15816	10272	873
Elements	9828	5582	218

## Connections

**TABLE 17**  
**Acero\_inox\_316L > Connections**

Object Name	Connections
State	Fully Defined
Auto Detection	
Generate Contact On Update	Yes
Tolerance Type	Slider
Tolerance Slider	0,
Tolerance Value	0,51099 mm
Face/Face	Yes
Face/Edge	No
Edge/Edge	No
Priority	Include All
Same Body Grouping	Yes
Revolute Joints	Yes
Fixed Joints	Yes
Transparency	
Enabled	Yes

**TABLE 18**  
**Acero\_inox\_316L > Connections > Contact Regions**

Object Name	Contact Region	Contact Region 2
State	Fully Defined	
Scope		
Scoping Method	Geometry Selection	
Contact	13 Faces	1 Face

Target	13 Faces	1 Face
Contact Bodies	Hueso a medida	pótesis_pieza1nueva2
Target Bodies	pótesis_pieza1nueva2	carga
<b>Definition</b>		
Type	Bonded	
Scope Mode	Automatic	
Behavior	Symmetric	
Suppressed	No	
<b>Advanced</b>		
Formulation	Pure Penalty	
Normal Stiffness	Program Controlled	
Update Stiffness	Never	
Thermal Conductance	Program Controlled	
Pinball Region	Program Controlled	

## Mesh

**TABLE 19**  
**Acero\_inox\_316L > Mesh**

Object Name	<i>Mesh</i>
State	Solved
<b>Defaults</b>	
Physics Preference	Mechanical
Relevance	0
<b>Advanced</b>	
Relevance Center	Coarse
Element Size	Default
Shape Checking	Standard Mechanical
Solid Element Midside Nodes	Program Controlled
Straight Sided Elements	No
Initial Size Seed	Active Assembly
Smoothing	Low
Transition	Fast
<b>Statistics</b>	
Nodes	26961
Elements	15628

**TABLE 20**  
**Acero\_inox\_316L > Mesh > Mesh Controls**

Object Name	<i>Body Sizing</i>	<i>Body Sizing 2</i>	<i>Body Sizing 3</i>	<i>Hex Dominant Method</i>
State	Fully Defined			
<b>Scope</b>				
Scoping Method	Geometry Selection			
Geometry	1 Body			
<b>Definition</b>				
Suppressed	No			
Type	Element Size			
Element Size	5, mm	2,957 mm	8, mm	
Edge Behavior	Curv/Proximity Refinement			
Method	Hex Dominant			
Element Midside Nodes	Use Global Setting			
Control Messages	No			

# Static Structural

**TABLE 21**  
**Acero\_inox\_316L > Analysis**

Object Name	<i>Static Structural</i>
State	Fully Defined
<b>Definition</b>	
Physics Type	Structural
Analysis Type	Static Structural
<b>Options</b>	
Reference Temp	22, °C

**TABLE 22**  
**Acero\_inox\_316L > Static Structural > Analysis Settings**

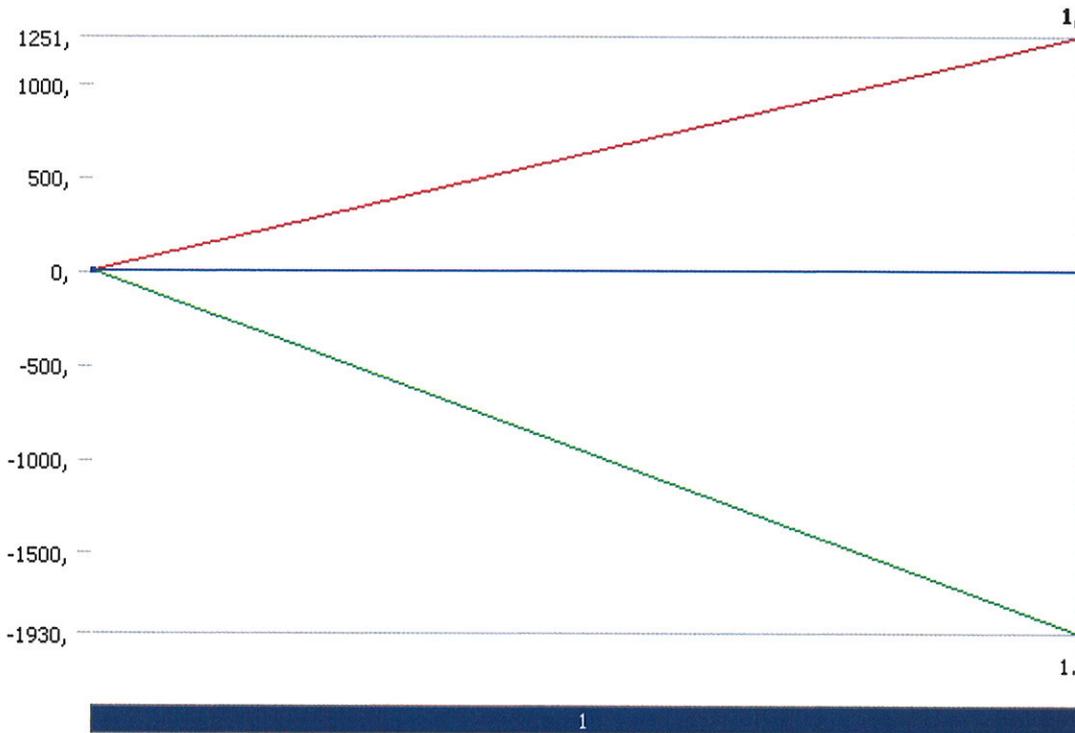
Object Name	<i>Analysis Settings</i>
State	Fully Defined
<b>Step Controls</b>	
Number Of Steps	1,
Current Step Number	1,
Step End Time	1, s
Auto Time Stepping	Program Controlled
<b>Solver Controls</b>	
Solver Type	Program Controlled
Weak Springs	Program Controlled
Large Deflection	Off
Inertia Relief	Off
<b>Nonlinear Controls</b>	
Force Convergence	Program Controlled
Moment Convergence	Program Controlled
Displacement Convergence	Program Controlled
Rotation Convergence	Program Controlled
Line Search	Program Controlled
<b>Output Controls</b>	
Calculate Stress	Yes
Calculate Strain	Yes
Calculate Results At	All Time Points
<b>Analysis Data Management</b>	
Solver Files Directory	E:\PFC\Simulación_Modelo a medida_1_Ti6Al4V_más aproximado Simulation Files\Static Structural (2)\
Future Analysis	None
Save ANSYS db	No
Delete Unneeded Files	Yes
Nonlinear Solution	No

**TABLE 23**  
**Acero\_inox\_316L > Static Structural > Loads**

Object Name	<i>Fixed Support</i>	<i>Force</i>
State	Fully Defined	
<b>Scope</b>		

Scoping Method	Geometry Selection	
Geometry	3 Faces	1 Face
<b>Definition</b>		
Type	Fixed Support	Force
Suppressed	No	
Define By	Components	
X Component	1251, N (ramped)	
Y Component	-1930, N (ramped)	
Z Component	0, N (ramped)	

**FIGURE 2**  
Acero\_inox\_316L > Static Structural > Force



**Solution**

**TABLE 24**  
Acero\_inox\_316L > Static Structural > Solution

Object Name	<i>Solution</i>
State	Solved
<b>Adaptive Mesh Refinement</b>	
Max Refinement Loops	1,
Refinement Depth	2,

**TABLE 25**  
Acero\_inox\_316L > Static Structural > Solution > Solution Information

Object Name	<i>Solution Information</i>
State	Solved
<b>Solution Information</b>	
Solution Output	Solver Output
Newton-Raphson Residuals	0

Update Interval	2,5 s
Display Points	All

**TABLE 26**  
**Acero\_inox\_316L > Static Structural > Solution > Results**

Object Name	<i>Equivalent Elastic Strain</i>	<i>Equivalent Stress</i>	<i>Total Deformation</i>	<i>Directional Deformation</i>	<i>Vector Principal Stress</i>
State	Solved				
<b>Scope</b>					
Geometry	All Bodies				
<b>Definition</b>					
Type	Equivalent (von-Mises) Elastic Strain	Equivalent (von-Mises) Stress	Total Deformation	Directional Deformation	Vector Principal Stress
Display Time	End Time				
Orientation				Y Axis	
<b>Results</b>					
Minimum	4,9275e-009 mm/mm	1,3304e-005 MPa	0, mm	-0,11167 mm	
Maximum	8,1997e-003 mm/mm	377,9 MPa	0,31135 mm	6,8633e-002 mm	
Minimum Occurs On	Hueso a medida			carga	
Maximum Occurs On	Hueso a medida	pótesis_pieza1nueva2	carga		
<b>Information</b>					
Time	1, s				
Load Step	1				
Substep	1				
Iteration Number	1				

**TABLE 27**  
**Acero\_inox\_316L > Static Structural > Solution > Results**

Object Name	<i>Middle Principal Stress</i>	<i>Minimum Principal Stress</i>	<i>Maximum Principal Stress</i>
State	Solved		
<b>Scope</b>			
Geometry	All Bodies		
<b>Definition</b>			
Type	Middle Principal Stress	Minimum Principal Stress	Maximum Principal Stress
Display Time	End Time		
<b>Results</b>			
Minimum	-73,753 MPa	-420,81 MPa	-42,929 MPa
Maximum	49,312 MPa	24,803 MPa	244,95 MPa
Minimum Occurs On	pótesis_pieza1nueva2		
Maximum Occurs On	pótesis_pieza1nueva2		
<b>Information</b>			
Time	1, s		
Load Step	1		

Substep	1
Iteration Number	1

## Ti35\_Nb7\_Zr5\_Ta

### Geometry

**TABLE 28**  
Ti35\_Nb7\_Zr5\_Ta > Geometry

Object Name	Geometry
State	Fully Defined
<b>Definition</b>	
Source	E:\PFC\Modelo a medida_1.agdb
Type	DesignModeler
Length Unit	Millimeters
Element Control	Program Controlled
Display Style	Part Color
<b>Bounding Box</b>	
Length X	111,23 mm
Length Y	164,03 mm
Length Z	50, mm
<b>Properties</b>	
Volume	2,0179e+005 mm <sup>3</sup>
Mass	0, kg
<b>Statistics</b>	
Bodies	3
Active Bodies	3
Nodes	26961
Elements	15628
<b>Preferences</b>	
Import Solid Bodies	Yes
Import Surface Bodies	Yes
Import Line Bodies	Yes
Parameter Processing	Yes
Personal Parameter Key	DS
CAD Attribute Transfer	No
Named Selection Processing	No
Material Properties Transfer	No
CAD Associativity	Yes
Import Coordinate Systems	No
Reader Save Part File	No
Import Using Instances	Yes
Do Smart Update	No
Attach File Via Temp File	No
Analysis Type	3-D
Mixed Import Resolution	None
Enclosure and Symmetry Processing	Yes

**TABLE 29**  
Ti35\_Nb7\_Zr5\_Ta > Geometry > Parts

Object Name	Hueso a medida	pótesis_pieza1nueva2	carga
State	Hidden	Meshed	Hidden

Graphics Properties			
Visible	No	Yes	No
Transparency		1	
Definition			
Suppressed	No		
Material	Soporte Norma IRAM 9422-3	Ti35_Nb7_Zr5_Ta	Polietileno
Stiffness Behavior	Flexible		
Nonlinear Material Effects	Yes		
Bounding Box			
Length X	84,266 mm	79,572 mm	52,826 mm
Length Y	93,521 mm	123,08 mm	44,005 mm
Length Z	48,523 mm	27,3 mm	50, mm
Properties			
Volume	1,4477e+005 mm <sup>3</sup>	20591 mm <sup>3</sup>	36425 mm <sup>3</sup>
Mass	0, kg		
Centroid X	-2,5578 mm	-35,124 mm	-45,76 mm
Centroid Y	-17,137 mm	39,184 mm	78,808 mm
Centroid Z	-9,3485e-004 mm	2,1219e-002 mm	1,3759e-002 mm
Moment of Inertia Ip1	0, kg·mm <sup>2</sup>		
Moment of Inertia Ip2	0, kg·mm <sup>2</sup>		
Moment of Inertia Ip3	0, kg·mm <sup>2</sup>		
Statistics			
Nodes	15816	10272	873
Elements	9828	5582	218

## Connections

**TABLE 30**  
**Ti35\_Nb7\_Zr5\_Ta > Connections**

Object Name	<i>Connections</i>
State	Fully Defined
Auto Detection	
Generate Contact On Update	Yes
Tolerance Type	Slider
Tolerance Slider	0,
Tolerance Value	0,51099 mm
Face/Face	Yes
Face/Edge	No
Edge/Edge	No
Priority	Include All
Same Body Grouping	Yes
Revolute Joints	Yes
Fixed Joints	Yes
Transparency	
Enabled	Yes

**TABLE 31**  
**Ti35\_Nb7\_Zr5\_Ta > Connections > Contact Regions**

Object Name	<i>Contact Region</i>	<i>Contact Region 2</i>
State	Fully Defined	

Scope		
Scoping Method	Geometry Selection	
Contact	13 Faces	1 Face
Target	13 Faces	1 Face
Contact Bodies	Hueso a medida	pótesis_pieza1nueva2
Target Bodies	pótesis_pieza1nueva2	carga
Definition		
Type	Bonded	
Scope Mode	Automatic	
Behavior	Symmetric	
Suppressed	No	
Advanced		
Formulation	Pure Penalty	
Normal Stiffness	Program Controlled	
Update Stiffness	Never	
Thermal Conductance	Program Controlled	
Pinball Region	Program Controlled	

## Mesh

**TABLE 32**  
**Ti35\_Nb7\_Zr5\_Ta > Mesh**

Object Name	Mesh
State	Solved
Defaults	
Physics Preference	Mechanical
Relevance	0
Advanced	
Relevance Center	Coarse
Element Size	Default
Shape Checking	Standard Mechanical
Solid Element Midside Nodes	Program Controlled
Straight Sided Elements	No
Initial Size Seed	Active Assembly
Smoothing	Low
Transition	Fast
Statistics	
Nodes	26961
Elements	15628

**TABLE 33**  
**Ti35\_Nb7\_Zr5 Ta > Mesh > Mesh Controls**

Object Name	Body Sizing	Body Sizing 2	Body Sizing 3	Hex Dominant Method
State	Fully Defined			
Scope				
Scoping Method	Geometry Selection			
Geometry	1 Body			
Definition				
Suppressed	No			
Type	Element Size			
Element Size	5, mm	2,957 mm	8, mm	
Edge Behavior	Curv/Proximity Refinement			

Method		Hex Dominant
Element Midside Nodes		Use Global Setting
Control Messages		No

## Static Structural

**TABLE 34**  
**Ti35\_Nb7\_Zr5\_Ta > Analysis**

Object Name	<i>Static Structural</i>
State	Fully Defined
<b>Definition</b>	
Physics Type	Structural
Analysis Type	Static Structural
<b>Options</b>	
Reference Temp	22, °C

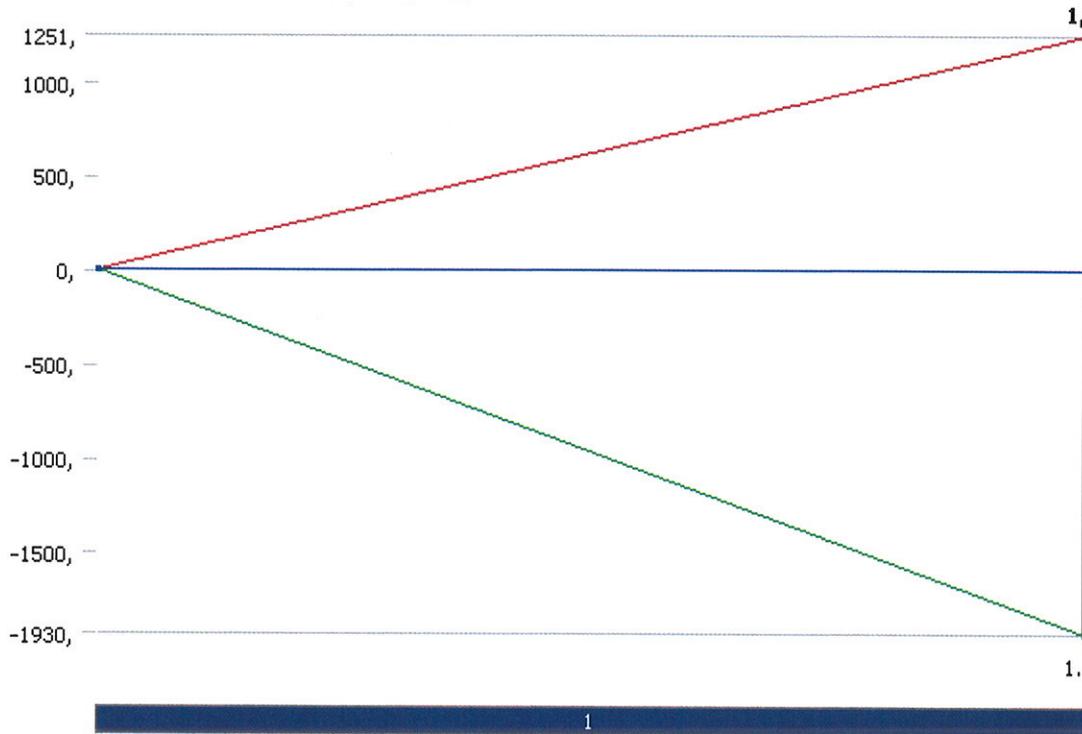
**TABLE 35**  
**Ti35\_Nb7\_Zr5\_Ta > Static Structural > Analysis Settings**

Object Name	<i>Analysis Settings</i>
State	Fully Defined
<b>Step Controls</b>	
Number Of Steps	1,
Current Step Number	1,
Step End Time	1, s
Auto Time Stepping	Program Controlled
<b>Solver Controls</b>	
Solver Type	Program Controlled
Weak Springs	Program Controlled
Large Deflection	Off
Inertia Relief	Off
<b>Nonlinear Controls</b>	
Force Convergence	Program Controlled
Moment Convergence	Program Controlled
Displacement Convergence	Program Controlled
Rotation Convergence	Program Controlled
Line Search	Program Controlled
<b>Output Controls</b>	
Calculate Stress	Yes
Calculate Strain	Yes
Calculate Results At	All Time Points
<b>Analysis Data Management</b>	
Solver Files Directory	E:\PFC\Simulación_Modelo a medida_1_Ti6Al4V_más aproximado Simulation Files\Static Structural (3)\
Future Analysis	None
Save ANSYS db	No
Delete Unneeded Files	Yes
Nonlinear Solution	No

**TABLE 36**  
**Ti35\_Nb7\_Zr5\_Ta > Static Structural > Loads**

Object Name	<i>Fixed Support</i>	<i>Force</i>
State	Fully Defined	
<b>Scope</b>		
Scoping Method	Geometry Selection	
Geometry	3 Faces	1 Face
<b>Definition</b>		
Type	Fixed Support	Force
Suppressed	No	
Define By		Components
X Component		1251, N (ramped)
Y Component		-1930, N (ramped)
Z Component		0, N (ramped)

**FIGURE 3**  
**Ti35\_Nb7\_Zr5\_Ta > Static Structural > Force**



## Solution

**TABLE 37**  
**Ti35\_Nb7\_Zr5\_Ta > Static Structural > Solution**

Object Name	<i>Solution</i>
State	Solved
<b>Adaptive Mesh Refinement</b>	
Max Refinement Loops	1,
Refinement Depth	2,

**TABLE 38**  
**Ti35\_Nb7\_Zr5\_Ta > Static Structural > Solution > Solution Information**

Object Name	<i>Solution Information</i>
State	Solved
<b>Solution Information</b>	
Solution Output	Solver Output
Newton-Raphson Residuals	0
Update Interval	2,5 s
Display Points	All

**TABLE 39**  
**Ti35\_Nb7\_Zr5\_Ta > Static Structural > Solution > Results**

Object Name	<i>Equivalent Elastic Strain</i>	<i>Equivalent Stress</i>	<i>Total Deformation</i>	<i>Directional Deformation</i>	<i>Vector Principal Stress</i>
State	Solved				
<b>Scope</b>					
Geometry	All Bodies				
<b>Definition</b>					
Type	Equivalent (von-Mises) Elastic Strain	Equivalent (von-Mises) Stress	Total Deformation	Directional Deformation	Vector Principal Stress
Display Time	End Time				
Orientation				Y Axis	
<b>Results</b>					
Minimum	3,7298e-009 mm/mm	1,007e-005 MPa	0, mm	-0,25942 mm	
Maximum	1,2245e-002 mm/mm	320,76 MPa	0,8432 mm	0,3455 mm	
Minimum Occurs On	Hueso a medida			carga	
Maximum Occurs On	Hueso a medida	pótesis_pieza1nueva2	carga		
<b>Information</b>					
Time	1, s				
Load Step	1				
Substep	1				
Iteration Number	1				

**TABLE 40**  
**Ti35\_Nb7\_Zr5\_Ta > Static Structural > Solution > Results**

Object Name	<i>Middle Principal Stress</i>	<i>Maximum Principal Stress</i>	<i>Minimum Principal Stress</i>
State	Solved		
<b>Scope</b>			
Geometry	All Bodies		
<b>Definition</b>			
Type	Middle Principal Stress	Maximum Principal Stress	Minimum Principal Stress
Display Time	End Time		
<b>Results</b>			
Minimum	-83,953 MPa	-50,721 MPa	-377,58 MPa
Maximum	67,947 MPa	257,9 MPa	36,573 MPa
Minimum Occurs On	pótesis_pieza1nueva2		

Maximum Occurs On	pótesis_pieza1nueva2
<b>Information</b>	
Time	1, s
Load Step	1
Substep	1
Iteration Number	1

## Material Data

### Soporte Norma IRAM 9422-3

**TABLE 41**  
Soporte Norma IRAM 9422-3 > Constants

<b>Structural</b>	
Young's Modulus	2700, MPa
Poisson's Ratio	0,3
Density	0, kg/mm <sup>3</sup>
Thermal Expansion	0, 1/°C
<b>Thermal</b>	
Thermal Conductivity	0, W/mm·°C
Specific Heat	0, J/kg·°C
<b>Electromagnetics</b>	
Relative Permeability	0,
Resistivity	0, Ohm·mm

### Ti6Al4V

**TABLE 42**  
Ti6Al4V > Constants

<b>Structural</b>	
Young's Modulus	1,15e+005 MPa
Poisson's Ratio	0,33
Density	0, kg/mm <sup>3</sup>
Thermal Expansion	0, 1/°C
<b>Thermal</b>	
Thermal Conductivity	0, W/mm·°C
Specific Heat	0, J/kg·°C
<b>Electromagnetics</b>	
Relative Permeability	0,
Resistivity	0, Ohm·mm

### Polietileno

**TABLE 43**  
Polietileno > Constants

<b>Structural</b>	
Young's Modulus	1000, MPa
Poisson's Ratio	2,e-004
Density	0, kg/mm <sup>3</sup>
Thermal Expansion	0, 1/°C
<b>Thermal</b>	

Thermal Conductivity	0, W/mm·°C
Specific Heat	0, J/kg·°C
<b>Electromagnetics</b>	
Relative Permeability	0,
Resistivity	0, Ohm·mm

### **acero\_inox\_316L**

**TABLE 44**  
**acero\_inox\_316L > Constants**

<b>Structural</b>	
Young's Modulus	1,96e+005 MPa
Poisson's Ratio	0,3
Density	0, kg/mm <sup>3</sup>
Thermal Expansion	0, 1/°C
<b>Thermal</b>	
Thermal Conductivity	0, W/mm·°C
Specific Heat	0, J/kg·°C
<b>Electromagnetics</b>	
Relative Permeability	0,
Resistivity	0, Ohm·mm

### **Ti35\_Nb7\_Zr5\_Ta**

**TABLE 45**  
**Ti35\_Nb7\_Zr5\_Ta > Constants**

<b>Structural</b>	
Young's Modulus	55000 MPa
Poisson's Ratio	0,33
Density	0, kg/mm <sup>3</sup>
Thermal Expansion	0, 1/°C
<b>Thermal</b>	
Thermal Conductivity	0, W/mm·°C
Specific Heat	0, J/kg·°C
<b>Electromagnetics</b>	
Relative Permeability	0,
Resistivity	0, Ohm·mm

# ANEXO II

Norma IRAM 9422-3

**NORMA IRAM 9422-3**

**Mayo 1997**

**ISO 7206-3: 1988**

**ICS 11.040.40**

**\*CNA 6530**

**IMPLANTES QUIRÚRGICOS  
PRÓTESIS PARCIALES Y TOTALES  
PARA LA ARTICULACIÓN DE LA CADERA  
Parte 3: Determinación de las propiedades de  
fatiga de las partes femorales con vástago,  
sin aplicación de torsión**



**INSTITUTO ARGENTINO DE NORMALIZACION**

\* **Corresponde a la Clase Nacional de Abastecimiento asignada por el Servicio Nacional de Catalogación del Ministerio de Defensa.**

- El estudio de esta norma estuvo a cargo de los organismos respectivos integrados de la forma siguiente:

**Subcomité de Implantes quirúrgicos**

**Integrantes**

Ing. M. Arbelatche  
Lic. J. M. Campos  
Sr. R. Carbonell  
Ing. P. Carriquiborde  
Ing. T. Palacios  
Ing. J. Pitronasi  
Ing. C.H. Ramirez  
Ing. R. Saracco  
Dr. D. Tomasone  
Lic. M. Twentyman  
Ing. A.M. Zossi  
Ing. A. Cioffi

**Representa a:**

UTN - LA PLATA  
IOA SACI  
IMPLANTES FICO S.R.L.  
UTN - LA PLATA  
CNEA  
IMECO S.R.L.  
UNER - FAC. DE INGENIERÍA  
INVITADO ESPECIAL  
INSSJP  
CEAM  
IMAE - FCEIA - UNR  
IRAM

**Comité General de Normas (C.G.N.)**

Dr. V. Alderuccio  
Ing. J. V. Casella  
Dr. E. Catalano  
Dr. A. M. Cruz  
Ing. D. Donegani  
Ing. R. Fernández  
Dr. R. L. Huste

Ing. J. Kostic  
Ing. J. Mangosio  
Ing. S. Mardyks  
Dr. A. F. Otamendi  
Ing. T. A. Palacios  
Sr. F. R. Soldi  
Prof. M. P. Mestanza

- Esta norma posee tres anexos de carácter informativo.
- Esta norma sigue los lineamientos establecidos en la norma ISO 7206-3.

## **PREFACIO**

El Instituto Argentino de Normalización (IRAM) es una asociación civil sin fines de lucro cuyas finalidades específicas, en su carácter de Organismo Argentino de Normalización, son establecer normas técnicas, sin limitaciones en los ámbitos que abarquen, además de propender al conocimiento y la aplicación de la normalización como base de la calidad, promoviendo las actividades de certificación de productos y de sistemas de la calidad en las empresas para brindar seguridad al consumidor.

IRAM es el representante de la Argentina en la International Organization for Standardization (ISO), en la Comisión Panamericana de Normas Técnicas (COPANT) y en el Comité MERCOSUR de Normalización (CMN).

Esta norma IRAM es el fruto del consenso técnico entre los diversos sectores involucrados, los que a través de sus representantes han intervenido en los Organismos de Estudio de Normas correspondientes.

(Página en blanco)

**IMPLANTES QUIRÚRGICOS**  
**PRÓTESIS PARCIALES Y TOTALES**  
**PARA LA ARTICULACIÓN DE LA CADERA**  
**Parte 3 - Determinación de las propiedades de**  
**fatiga de las partes femorales con vástago,**  
**sin aplicación de torsión**

ICS 11.040.40  
\*CNA 6530

**INTRODUCCIÓN**

En el desarrollo de este método de ensayo para determinar las propiedades de fatiga de las partes femorales del vástago de las prótesis para la articulación de la cadera, se han adoptado los principios siguientes:

- a) El eje anatómico del fémur se tomó a  $10^\circ$  respecto de la línea de carga, al observar la prótesis en forma perpendicular al plano que contiene a los ejes del vástago y del cuello.
- b) Debido a la gran complejidad de la configuración de las cargas dinámicas en los pacientes, las diversas geometrías de las prótesis y la técnica operativa en la implantación, hay ciertos factores, principalmente el ángulo de anteversión introducido en la implantación, brazo del momento, momento flector máximo, soporte calcar y modalidad de la carga en movimiento que no han sido considerados en el presente documento.
- c) Las condiciones de ensayo se basan en la suposición que el vástago de la prótesis deja de estar soportado al fallar el cemento o el hueso en la parte proximal, y por lo tanto no puede tomarse en cuenta característica alguna del componente femoral destinada a prevenir la falla del cemento o a ayudar a la implantación del componente en la posición óptima.

La experiencia de la práctica clínica muestra que la falla de los componentes femorales es más probable que ocurra a una distancia comprendida entre 25 mm y 90 mm debajo del centro de la cabeza del componente. Se piensa que esto refleja una combinación de factores tales como colocación de la prótesis, reabsorción del hueso, aflojamiento del vástago y falla del cemento oseo.

\* **Corresponde a la Clase Nacional de Abastecimiento asignada por el Servicio Nacional de Catalogación del Ministerio de Defensa.**

Para poder reproducir la ubicación de la prótesis en el ensayo, la fijación en el medio de sujeción se hace hasta una distancia de  $80 \text{ mm} \pm 2 \text{ mm}$  del punto C, definido como centro de la cabeza de la prótesis en la norma IRAM 9422-1 (fig. 1).

Esta parte de la norma describe un método de ensayo para obtener las propiedades de fatiga de las prótesis bajo un rango constante de carga. En general, se percibe que los factores importantes son la aplicación de esfuerzos cíclicos, el valor del esfuerzo medio, las condiciones ambientales y la orientación del componente femoral en relación a la carga aplicada. Se piensa que la forma de la onda de la carga aplicada tiene muy pequeño efecto sobre la vida del espécimen. Se ha seleccionado un sistema de carga en base a una carga media y a una carga dinámica sinusoidal. La frecuencia de la carga fue seleccionada para suministrar un rango de carga aceptablemente bajo y una duración razonable del ensayo ( $5 \times 10^6$  ciclos requieren 139 h, 6 días aproximadamente, a 10 Hz o 278 h, 11,5 días aproximadamente, a 5 Hz).

En esta parte de la norma no se especifica el rango de carga a aplicar a la prótesis en ensayo ni el número de ciclos de la carga.

Es imperativo que la prótesis utilizada para el ensayo no sea empleada posteriormente con propósitos clínicos.

Esta norma coincide totalmente con la norma ISO 7206-3: 1988, por lo cual se la puede considerar como equivalente al documento internacional.

## **1 OBJETO Y CAMPO DE APLICACIÓN**

**1.1** Esta parte de la norma IRAM describe un método de ensayo para determinar las propiedades de fatiga, bajo condiciones de laboratorio especificadas, de las partes femorales con vástago de las prótesis totales y parciales para la articulación de la cadera, sin aplicación de torsión. También se definen las condiciones de ensayo de manera de tener en cuenta los parámetros importantes que afectan a las partes y describe la colocación del espécimen para el ensayo.

Está fundamentalmente destinada a evaluar comparativamente diseños y materiales.

**1.2** Este método se desarrolló para prótesis que tienen un plano de simetría y puede no ser adecuado para otros diseños como ser aquellos que tienen anteversión preformada o doble curvatura del vástago.

**1.3** Esta parte de la norma no incluye los métodos de examen y evaluación del espécimen ensayado, los que se acordarán entre el laboratorio de ensayo y la parte que solicita el ensayo.

## 2 NORMAS PARA CONSULTA

Los documentos normativos siguientes contienen disposiciones, las cuales, mediante su cita en el texto, se transforman en prescripciones válidas para la presente norma IRAM. Las ediciones indicadas eran las vigentes en el momento de su publicación. todo documento es susceptible de ser revisado y las partes que realicen acuerdos basados en esta norma se deben esforzar para buscar la posibilidad de aplicar sus ediciones más recientes.

Los organismos internacionales de normalización y el IRAM, mantienen registros actualizados de sus normas.

IRAM 9422-1: 1995 - Implantes quirúrgicos - Prótesis parciales y totales para la articulación de la cadera - Parte 1 - Clasificación y designación de dimensiones.

IRAM 9424\* - Implantes quirúrgicos - Cementos de resina acrílico.

ISO 3696: 1987 - Water for analytical laboratory use - Specifications and test methods (agua para análisis de laboratorio - Especificaciones y métodos de ensayo).

ISO 4965: 1979\*\* - Axial load fatigue testing machines - Dynamic force calibration - Strain gauge technique (Máquinas de ensayo de fatiga de carga axial - Calibración de fuerza dinámica - Técnica del medidor de tensión).

## 3 DEFINICIONES

Para los fines de esta parte de la norma IRAM son de aplicación las definiciones establecidas en la parte 1.

## 4 RESUMEN DEL ENSAYO

El ensayo consiste en fijar la porción inferior del espécimen en un medio de sujeción. Se sumerge parcialmente la parte prominente del espécimen en un fluido de ensayo. Luego se aplica una carga cíclica a la cabeza del espécimen hasta que muestre alguna falla o hasta alcanzar el número de ciclos preestablecidos. Seguidamente se examina el espécimen para detectar defectos causados por el régimen de carga.

## 5 REACTIVOS Y MATERIALES

### 5.1 Fluido de ensayo

Solución de cloruro de sodio grado analítico de concentración 9 g/L, continuamente aireado, en agua para análisis grado 3 según la norma ISO 3696, a una temperatura de  $37\text{ }^{\circ}\text{C} \pm 1\text{ }^{\circ}\text{C}$ .

\* En estudio a la fecha de aprobación de la presente norma.

\*\* Hasta tanto se estudie la norma IRAM correspondiente.

## 5.2 Medio de sujeción

Consiste en un material colable que cumpla con las características siguientes:

- a) no ser afectado por el fluido de ensayo;
- b) no presentar fisuras ni roturas bajo las cargas aplicadas durante el ensayo;
- c) no presentar excesiva deformación o fluencia lenta;
- d) ser reproducible en cuanto a resistencia y demás características.

Tres materiales que aparecen como satisfactorios son cemento acrílico para hueso, resina epoxi y cemento de alta alúmina (el anexo A contiene una guía sobre una composición satisfactoria del cemento de alta alúmina).

## 6 APARATOS

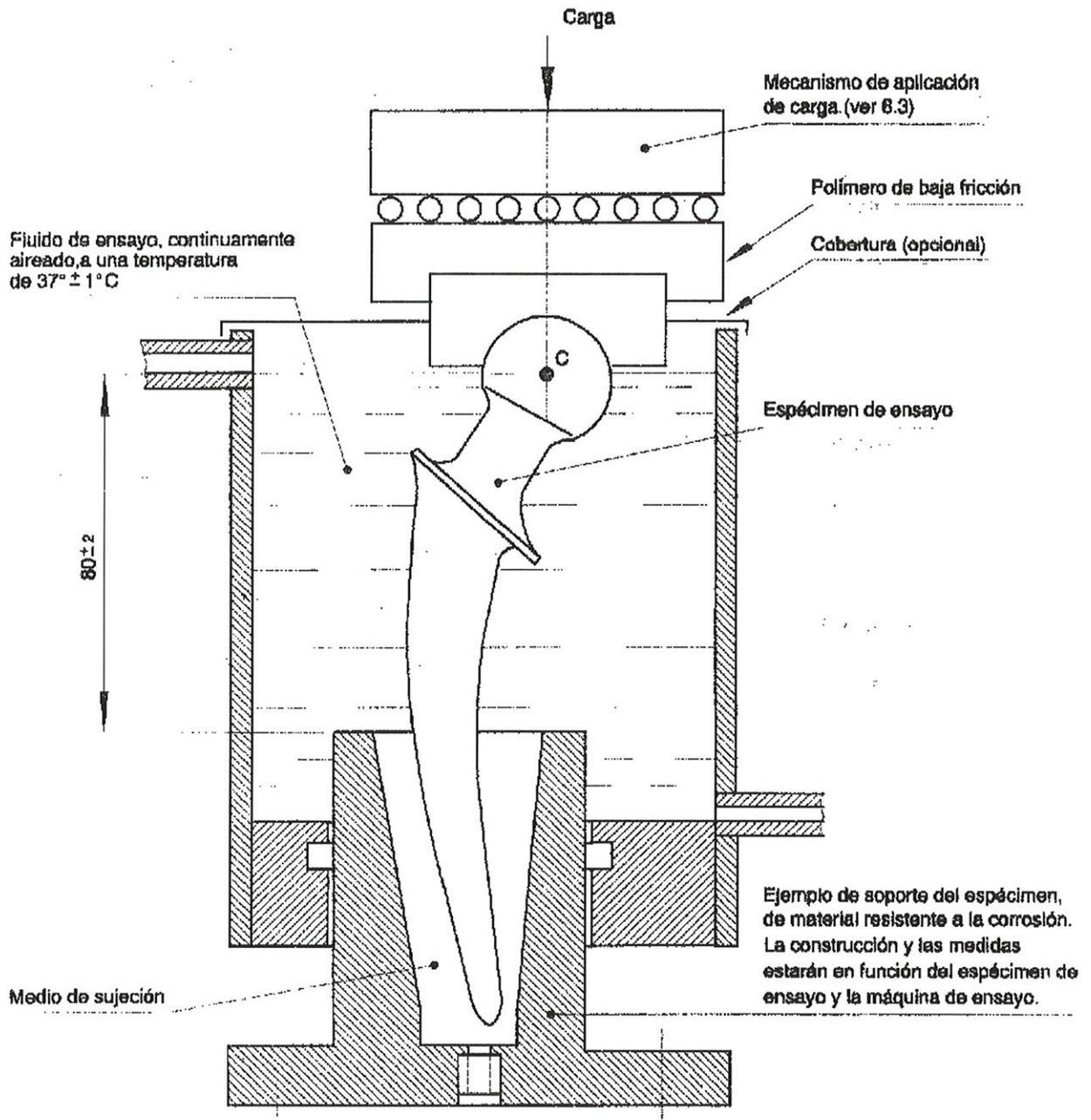
### 6.1 Máquina de ensayo

Debe tener las características siguientes:

- a) error en la carga aplicada: no mayor que  $\pm 1\%$  en toda la escala (ver IRAM-IAS U 500-108 e ISO 4965);
- b) forma de la onda de la carga dinámica: sinusoidal;
- c) capacidad de monitoreo de los valores de las cargas máximas y mínimas y la deflexión de la cabeza del espécimen ensayado con una exactitud de  $\pm 2\%$  y registro del número de ciclos y del tiempo de operación.

### 6.2 Soporte del espécimen ensayado

Debe ser de material resistente a la corrosión y que tenga una construcción y medidas acordes con la máquina y el espécimen. Un ejemplo de soporte adecuado se muestra en la figura 1.



NOTA: El punto C está definido en la norma IRAM 9422 -1.

Figura 1 - Disposición general del espécimen en ensayo

### **6.3 Dispositivo de carga del espécimen**

Debe mantener la carga a través del centro de la cabeza del espécimen, paralela al eje de la máquina de ensayo, e incorporar un mecanismo de baja fricción que minimice cargas no paralelas al eje de la máquina.

**NOTA:** Se debe prestar atención a la correcta lubricación del mecanismo de carga.

### **6.4 Dispositivo para aireación continua del fluido de ensayo**

Puede ser una bomba de aire pequeña del tipo utilizado en acuarios domésticos.

### **6.5 Dispositivos para mantener la temperatura del fluido de ensayo**

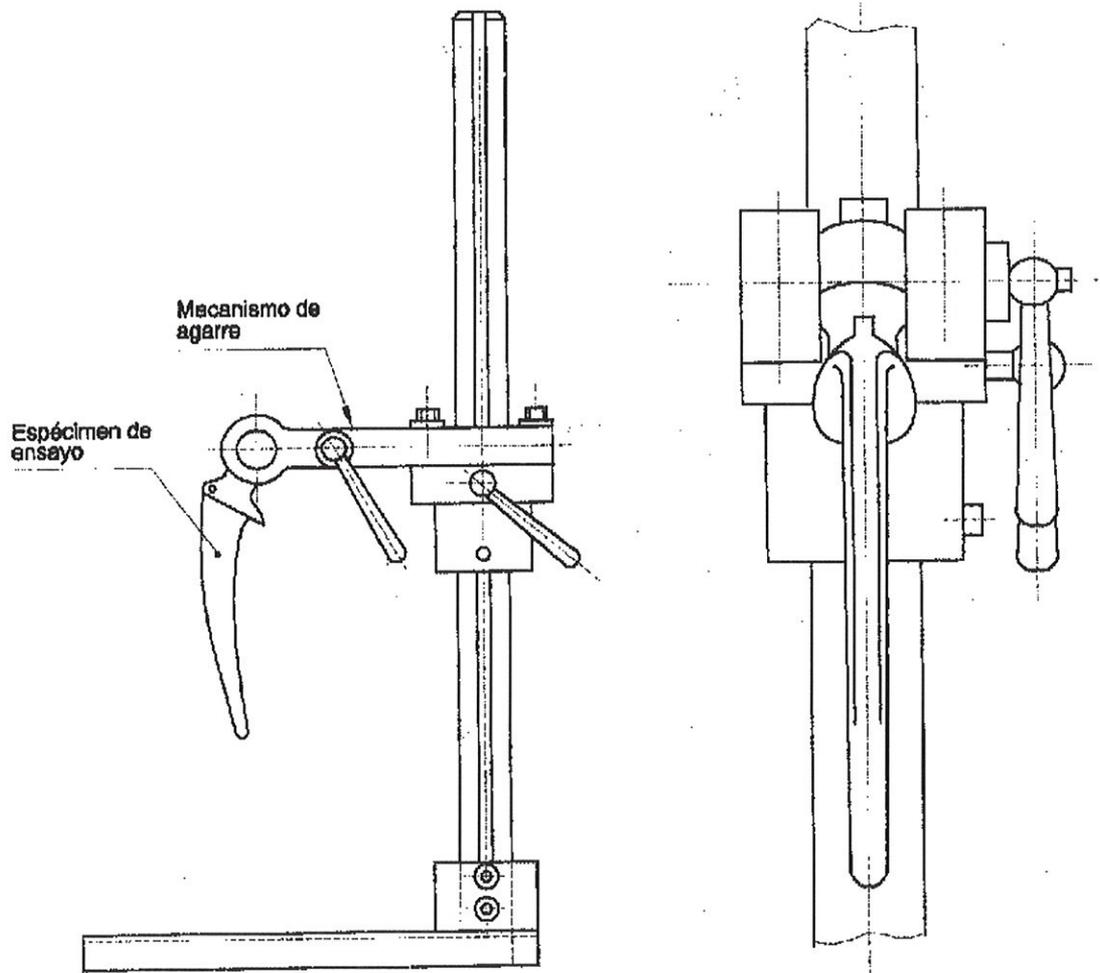
Deben mantener la temperatura del fluido de ensayo a  $37^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$ .

### **6.6 Dispositivo para mantener constante la composición del fluido de ensayo**

Por ejemplo, por circulación continua desde un reservorio.

### **6.7 Dispositivo para fijar el espécimen por su cabeza o cuello**

Debe poder retener el espécimen en cualquier orientación deseada. Un ejemplo de este dispositivo se muestra en la figura 2.



**Figura 2 - Ejemplo de un dispositivo para tomar la cabeza del espécimen durante el fraguado del medio de sujeción**

## 7 PROCEDIMIENTO

7.1 Se sostiene la cabeza o cuello del espécimen por medio del dispositivo indicado en 6.7 y se ubica el espécimen de modo que el eje KL del vástago (figura 3) esté inclinado  $10^\circ \pm 30'$ , respecto de la vertical. Un ejemplo de una técnica que puede ser usada para colocar el espécimen en la orientación correcta está indicado en el anexo B.

**NOTA:** Es esencial que el cuello de la prótesis no sea marcado o dañado durante este proceso ya que ello puede afectar las propiedades de fatiga. Los daños en la cabeza de la prótesis también deben evitarse pues pueden incrementar la fricción entre la cabeza y el sistema de carga durante el ensayo.

7.2 Se inserta el espécimen en el medio de sujeción (5.2) dentro del soporte (6.2) de modo que la superficie más alta del medio de sujeción esté a una distancia vertical de  $80 \text{ mm} \pm 2 \text{ mm}$  debajo del centro de la cabeza de la prótesis (fig. 1) (indicado como punto C en la norma IRAM 9422-1). Debe tenerse cuidado de no marcar o dañar el vástago.

7.3 Se sostiene el espécimen en posición hasta que el medio de sujeción haya endurecido suficientemente como para soportar el espécimen sin ayuda alguna. El ensayo debe comenzar cuando el medio de sujeción esté totalmente endurecido.

7.4 Se monta el soporte con el espécimen en la máquina de ensayo (6.1) de modo que la línea de carga de la máquina intersecte al punto C de la prótesis. Se sujeta firmemente el soporte en la posición que mantenga la correcta orientación del espécimen. Se mide y se registra la desviación de la cabeza, según se indica en la figura 3.

7.5 Se agrega el fluido de ensayo (5.1) hasta que la superficie del líquido esté aproximadamente al mismo nivel del centro de la cabeza del espécimen. Se mantienen la aireación, temperatura y composición del fluido de ensayo mediante los dispositivos apropiados (ver 6.4 a 6.6).

7.6 Se pone en marcha la máquina y se la ajusta de modo que se aplique al espécimen el rango de carga deseado a través del mecanismo de carga (6.3).

**NOTA:** La carga mínima necesaria para una operación satisfactoria de la máquina de ensayo se encuentra en valores comprendidos entre 200 N y 300 N.

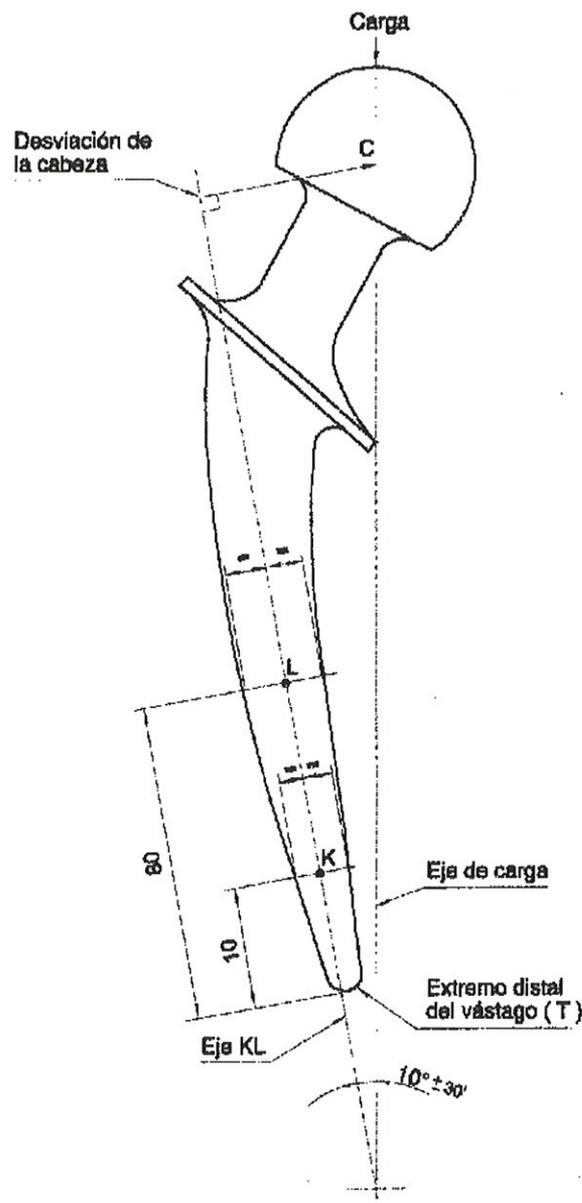
7.7 Se opera la máquina de ensayo a la frecuencia elegida, dentro de un valor comprendido entre 1 Hz y 10 Hz.

**NOTA:** Para ensayar especímenes no metálicos se recomienda una frecuencia de 1Hz, y para los metálicos se recomienda una frecuencia de 10 Hz.

7.8 Se debe registrar con la máquina de ensayo u otro dispositivo si la componente vertical u horizontal de la deflexión del espécimen excede un valor preestablecido de aproximadamente 25 % mayor que la deflexión que ocurre en el primer minuto de transcurrido el ensayo de carga.

Si se manifiesta dicha indicación se da por terminado el ensayo. Se examina entonces el medio de sujeción y el espécimen ensayado para determinar si el espécimen se aflojó en dicho medio de sujeción o si el espécimen sufrió deformación plástica.

Medidas en milímetros



**NOTA** - El punto C está definido en la norma IRAM 9422-1. La orientación y puntos de referencia son, independientes de que el espécimen tenga o no plataforma de apoyo calcar.

**Figura 3 - Orientación del espécimen en ensayo**

**7.9** Se continúa el ensayo hasta que ocurra alguno de los eventos siguientes:

- a) deformación plástica o aflojamiento, según 7.8;
- b) fractura del espécimen;
- c) cumplimiento del número de ciclos de carga elegido.

En cada caso, se registra el número de ciclos.

**7.10** Se extrae el espécimen del medio de sujeción.

**7.11** Se examina el espécimen, de acuerdo con los métodos acordados entre el laboratorio de ensayo y la parte que solicitó el ensayo.

## **8 INFORME DEL ENSAYO**

Debe incluir la información siguiente:

- a) una referencia a esta norma IRAM;
- b) la identificación del espécimen de ensayo, establecido por la parte que solicitó el ensayo;
- c) el medio sólido de sujeción utilizado;
- d) las cargas mínima y máxima aplicadas;
- e) la duración del ensayo, en ciclos;
- f) la frecuencia de carga;
- g) la desviación de la cabeza, según figura 3;
- h) un informe de los resultados, incluyendo ubicación de la fractura (si la hay); descripción del espécimen al finalizar el ensayo, y los resultados de la evaluación requerida por la parte que solicitó el ensayo;
- i) una indicación de si se cumplió o no el número de ciclos de carga predeterminado y por qué.

## 9 CONSIDERACIONES POSTERIORES A LOS ENSAYOS

Las prótesis no deben utilizarse con propósitos de uso clínicos luego de ser sometidas al ensayo.

Se debe tener cuidado en el uso de los especímenes para posteriores ensayos mecánicos debido a que el régimen de carga puede alterar sus propiedades mecánicas.

Se recomienda no utilizar el espécimen para nuevos ensayos de fatiga.

**ANEXO A**  
**(Informativo)**

**GUÍA SOBRE LA COMPOSICIÓN DEL CEMENTO DE ALTA ALÚMINA COMO MEDIO DE SUJECIÓN**

La composición indicada en la tabla A-1 fue encontrada satisfactoria. Si se usa un tipo diferente de cemento, debe consultarse al fabricante en cuanto a los detalles de la composición y el proceso que producirá un medio de máxima resistencia.

Los sólidos deben mezclarse en seco, luego, sobre una tabla, se le agrega el agua y se mezcla hasta que las burbujas de aire cesen de aparecer en la superficie.

La composición indicada en la tabla A-1 requiere aproximadamente 7 días, a temperatura ambiente, para alcanzar la máxima resistencia. Este período puede diferir para distintos tipos de cementos.

**Tabla A-1 - Composición del cemento de alta alúmina como medio de sujeción**

Constituyente	Partes por masa
Fragmentos de granito <sup>1)</sup> con un diámetro principal de aproximadamente 5 mm	4
Arena gruesa de construcción	4
Cemento de alta alúmina <sup>2)</sup>	2
Agua	1
Total	11
<sup>1)</sup> El tipo conocido como "Mount sorrel" <sup>1)</sup> fue encontrado satisfactorio.	
<sup>2)</sup> Se puede aclarar para información que el tipo conocido como "Lightning" <sup>1)</sup> fue encontrado satisfactorio, pero también puede utilizarse cualquier otro cemento de alta alúmina.	

<sup>1)</sup> Esta información se da para conveniencia del usuario de esta norma, pero no constituye una recomendación del producto nombrado. Pueden utilizarse productos equivalentes si se demuestra que pueden alcanzar los mismos resultados.

**ANEXO B**  
**(informativo)**

**EJEMPLO DE UN MÉTODO DE COLOCACIÓN DEL ESPÉCIMEN PARA ENSAYO**

**B.1 Fundamento**

Se utiliza un porta pieza de alineación cuyas medidas deben estar basadas en las provenientes del fémur reseccionado, para establecer la correcta orientación del espécimen de ensayo y para facilitar su inserción.

**B.2 Aparatos**

**B.2.1 Porta pieza de alineación**

Sus medidas se indican en la figura B.1, y debe fabricarse con material resistente a la corrosión.

**B.2.2 Dispositivo para tomar el espécimen**

Debe permitir el ajuste de la posición del espécimen, como se muestra en la figura B.2.

**B.2.3 soporte del espécimen**

Consiste de dos partes; una para contener el medio de sujeción y el espécimen, y la otra para contener el fluido de ensayo, según se indica en la figura 1.

**B.3 Agentes y materiales**

Se utilizan los especificados en el capítulo 5.

**B.4 Procedimiento**

**B.4.1** Se ubica el espécimen de ensayo en el porta pieza de alineación (B.2.1) de modo que el eje KL del vástago (fig. 3) sea coincidente con el eje del porta pieza que representa el eje del fémur normal, y de modo que la plataforma de apoyo calcar, o la intersección del cuello con el vástago, se ubique sobre la superficie superior del porta pieza.

Debe tenerse cuidado de no dañar o marcar el vástago de la prótesis.

**B.4.2** Se toma la cabeza con el dispositivo indicado en B.2.2. Se extrae el porta pieza, dejando de este modo el espécimen con la orientación correcta para el ensayo.

**B.4.3** Se introduce una cantidad apropiada del medio de sujeción (5.2) en el soporte del espécimen (B.2.3), y se ubica el soporte en la posición debajo del espécimen.

**B.4.4** Se baja lentamente el espécimen de modo que el vástago entre en el medio de sujeción a la profundidad correcta, como se indica en la figura B.2. El medio de sujeción debe dejarse endurecer.

**B.4.5** Se suelta la cabeza del espécimen del dispositivo de agarre (B.2.2) y se ubica el soporte con el espécimen en la máquina de ensayo (6.1). Se coloca el recipiente del fluido de ensayo (figura 1).

**B.4.6** Se inicia el ensayo de acuerdo con 7.5.

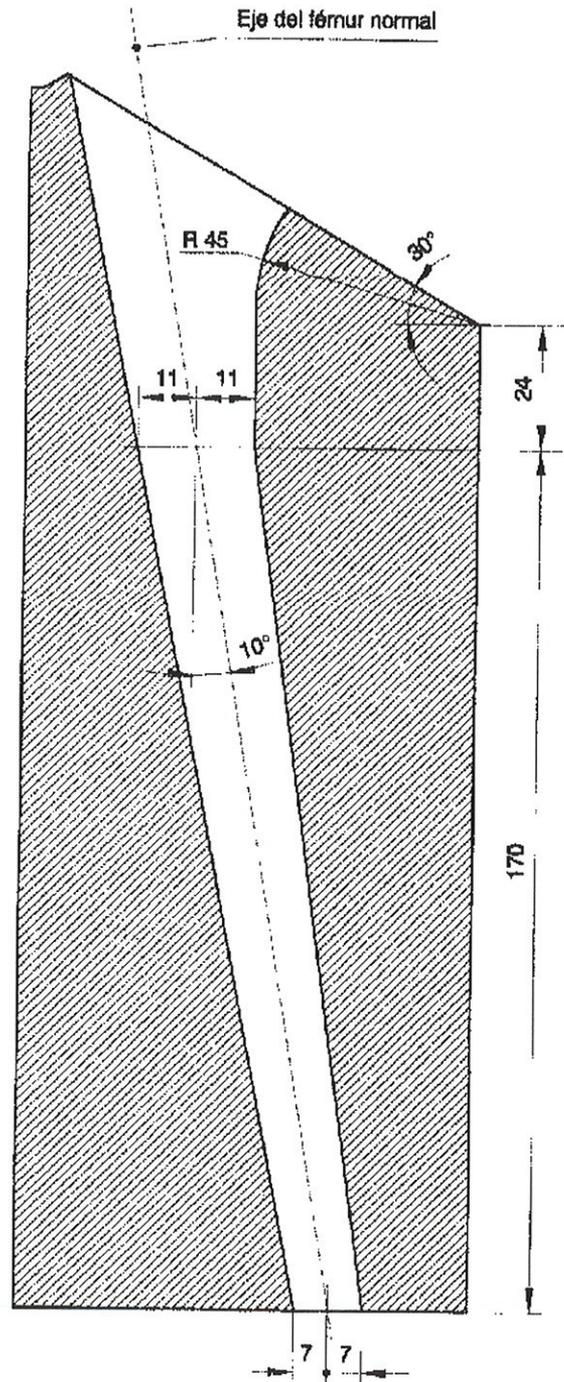
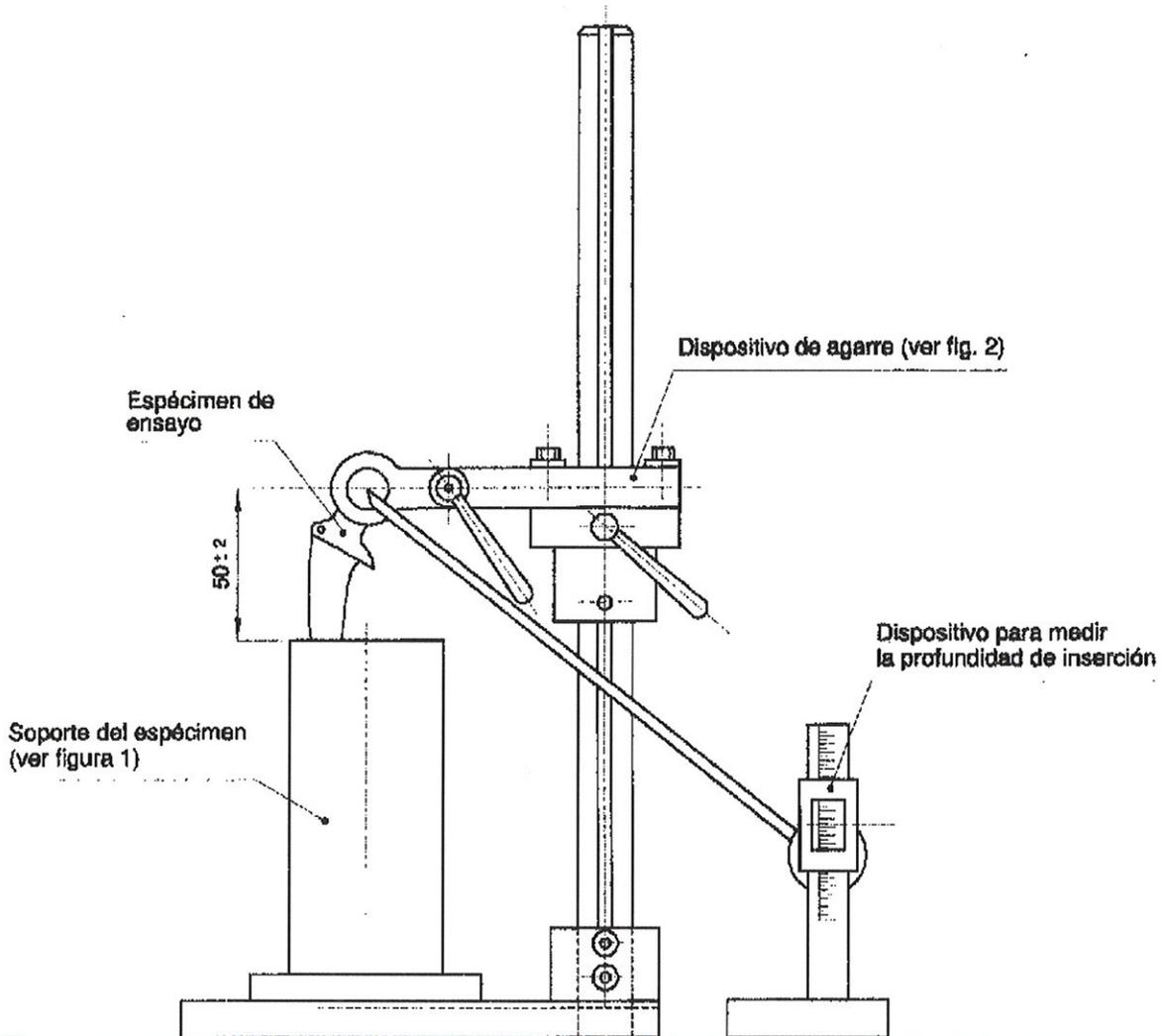


Figura B.1 - Porta pieza de alineación para orientación del espécimen en ensayo



**Figura B.2 - Aparato para tomar el espécimen y para insertarlo con la correcta orientación**

**ANEXO C**  
**(Informativo)**

**BIBLIOGRAFÍA**

En el estudio de esta norma se ha tenido en cuenta el antecedente siguiente:

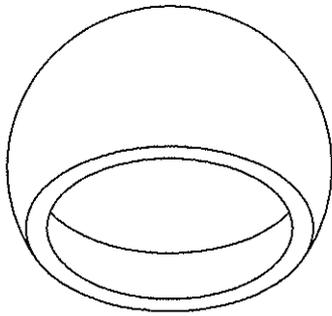
**ISO - INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION**

ISO 7206-3: 1988 - Implants for surgery - Partial and total hip joint prostheses - Part 3: Determination of endurance properties of stemmed femoral components without application of torsion.

# ANEXO III

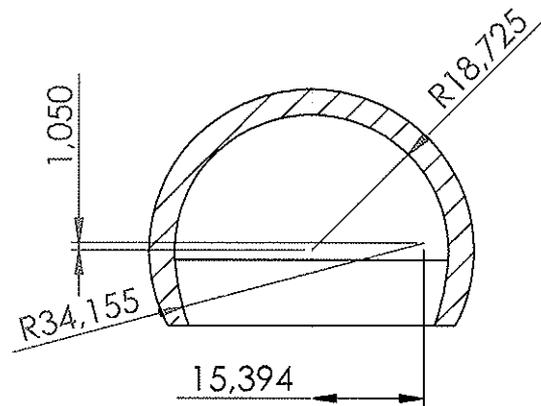
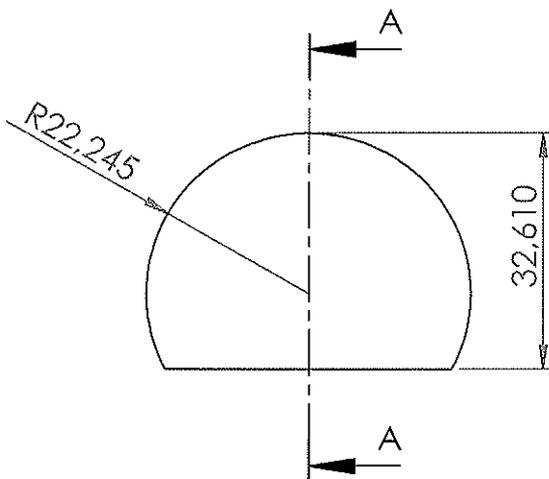
Planos modelo geométrico

A



B

C

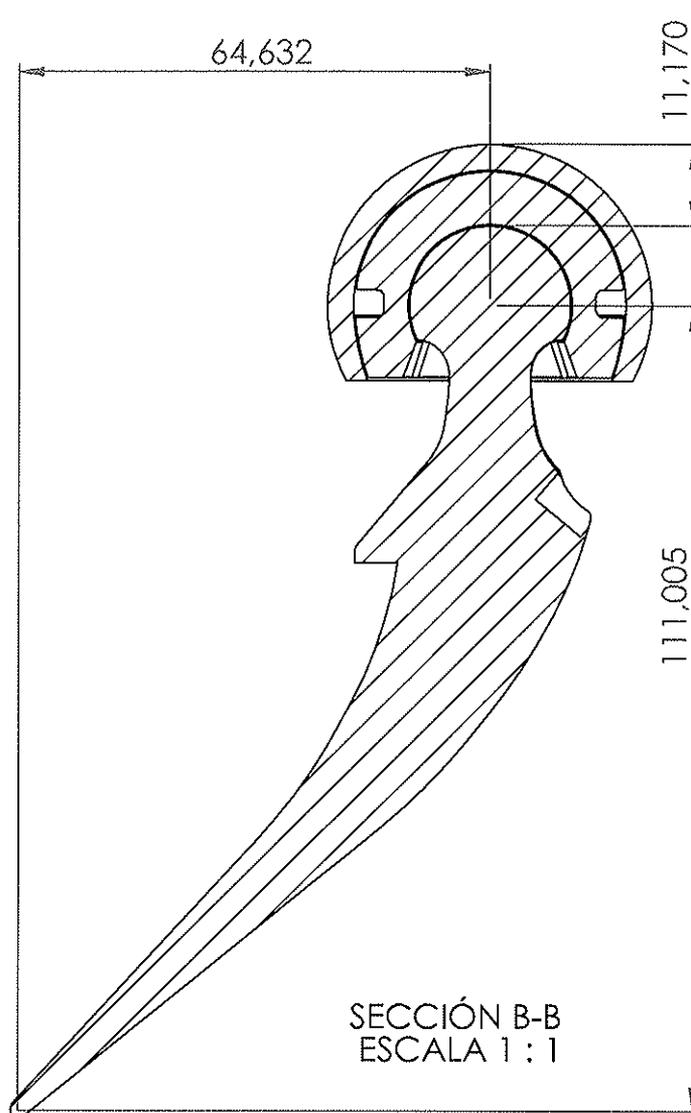
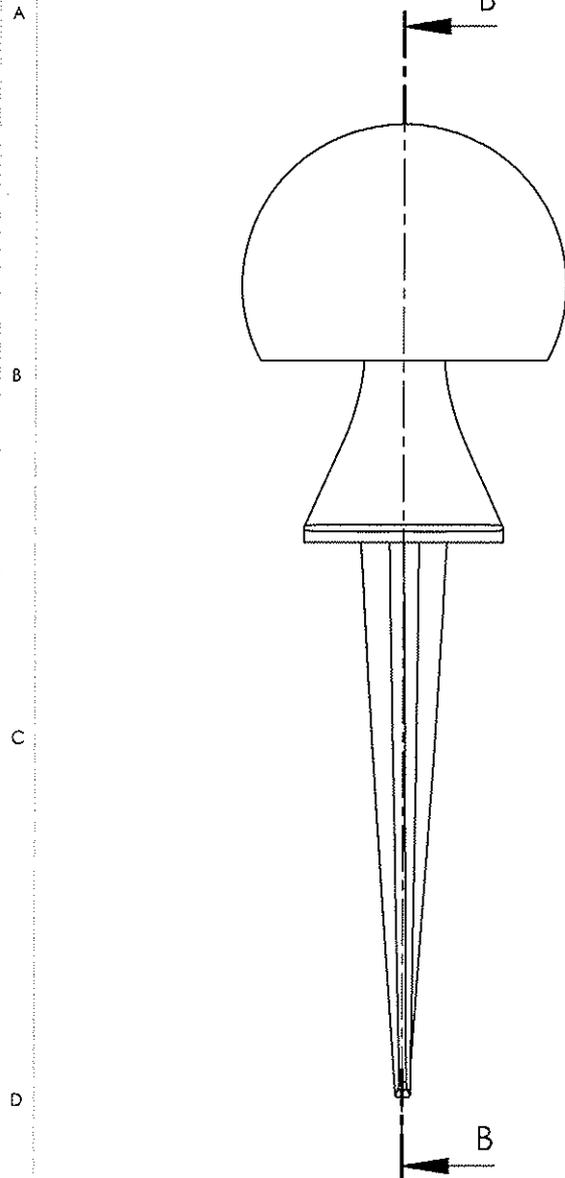


SECCIÓN A-A

D

E

UNLESS OTHERWISE SPECIFIED: DIMENSIONS ARE IN MILLIMETERS SURFACE FINISH: TOLERANCES: LINEAR: ANGULAR:			FINISH:		DEBUR AND BREAK SHARP EDGES		DO NOT SCALE DRAWING		REVISION		
NAME			SIGNATURE		DATE		TITLE:				
DRAWN Virginia Jorge Zorita					13.04.2011						
CHK'D Virginia Jorge Zorita											
APP'VD Virginia Jorge Zorita					13.04.2011						
MFG							MATERIAL:		DWG NO.		
Q.A							Titanium Alloy (Ti6Al4V)		esfera metal		A4
WEIGHT:							SCALE: 1:1		SHEET 1 OF 1		



A  
B  
C  
D  
E

UNLESS OTHERWISE SPECIFIED: DIMENSIONS ARE IN MILLIMETERS SURFACE FINISH: TOLERANCES: LINEAR: ANGULAR:			FINISH:		DEBUR AND BREAK SHARP EDGES		DO NOT SCALE DRAWING		REVISION		
NAME			SIGNATURE		DATE		TITLE:				
DRAWN Virginia Jorge Zorita					13.04.2011						
CHK'D Virginia Jorge Zorita											
APP'VD Virginia Jorge Zorita					13.04.2011						
MFG											
Q.A					MATERIAL: Titanium Alloy / Polietileno		DWG NO.		Ensamblaje3		A4
					WEIGHT:		SCALE:1:2		SHEET 1 OF 1		