



**UNIVERSIDAD MICHOACANA
DE SAN NICOLÁS DE HIDALGO**



FACULTAD DE INGENIERÍA MECÁNICA

**“DISEÑO ROBUSTO DE UNA PRÓTESIS DE
CADERA CEMENTADA”**

TESIS

**QUE PARA OBTENER EL GRADO DE MAESTRO EN CIENCIAS DE
INGENIERÍA MECÁNICA**

PRESENTA:

ITZEL SALGADO LÓPEZ

ASESORES:

DR. MARCO ANTONIO ESPINOSA MEDINA

DR. MIGUEL VILLAGÓMEZ GALINDO



Morelia Michoacán, junio del 2023



DISEÑO ROBUSTO DE UNA PRÓTESIS DE CADERA CEMENTADA

Maestría en Ciencias de Ingeniería Mecánica
Facultad de Ingeniería Mecánica

U.M.S.N.H.

Agradecimientos

La universidad me dio la bienvenida al mundo como tal, las oportunidades que me ha brindado son incomparables, y antes de todo esto ni pensaba que fuera posible que algún día si quiera me topara con una de ellas.

Al CONACYT mi más grande agradecimiento por permitirme ser parte del programa de becas que me permitió desarrollar el nivel de maestría además del apoyo económico para la realización de esta tesis.

Agradezco de todo corazón a mi asesor Dr. Marco Antonio Espinosa Medina y mi coasesor Dr. Miguel Villagómez Galindo, por permitirme ser su asesora, infinitas gracias por ser tan pacientes y amables conmigo, también por el tiempo dedicado a este trabajo de tesis, me faltan palabras para honrarles, gracias por las oportunidades que me brindaron, así como por sus enseñanzas.

Así mismo, agradezco al comité revisor, Dra. Georgina Carbajal de la Torre, Dr. Gonzalo Mariano Domínguez Almaraz y Dra. Lada Domratcheva Lvova, por asistirme en este trabajo.

A mis padres Ademar Salgado Solorio y Josefina López González, a mi hermana Nayeli Salgado López y a mi sobrina Danna Chávez Salgado, sin ellos esto no hubiera podido ser posible este logro.

A mis tíos Omar Salgado Solorio, Marcos Salgado Solorio y Aida Salgado Solorio por siempre dedicarme tiempo, cuidados y apoyo a mi persona cuando más lo necesito.

De la misma manera, a mi mejor amiga Jazmín Guadalupe Rodríguez, que me ha mostrado el verdadero valor de la amistad y siempre motivarme a ser mejor persona. También por estar conmigo cuando los necesito.

También agradeciendo de forma muy general a todos los profesores que me brindaron su apoyo durante la maestría.

A todos ustedes les agradezco infinitamente.

Resumen

En el presente trabajo se planteó un análisis biomecánico para analizar el efecto sobre la fijación y acoplamiento de un modelo de prótesis en el hueso fémur mediante un cemento óseo. Para ello se partió de un modelo de prótesis realizado previamente, al cual se le realizaron perforaciones, mediante la parametrización geométrica, con el fin de que el cemento acrílico incurriera en las perforaciones y quede fija la prótesis. Esto fue realizado en la plataforma de diseño asistido llamada Onshape, del que se sugirieron 3 distintos materiales que fueron sometidos a pruebas de resistencia mecánica con cargas que generan actividades cotidianas. De los resultados von Mises arrojados se seleccionó un material de los 3 los sugeridos ya que presentó los factores de seguridad más altos para poner a prueba el diseño. Los resultados obtenidos demostraron que el material idóneo para la fabricación de este tipo de prótesis es el Ti-6Al-4V. Una vez realizadas las pruebas de la prótesis, se llevó a cabo el modelo del cemento acrílico mediante COMSOL MULTIPHYSICS. Este con el fin de conocer la parte que el cemento acrílico ocuparía. La selección del material del cemento acrílico se basó en lo reportado en la bibliografía que describe la adición del antibiótico Vancomicina a 4 diferentes cementos con el fin de evitar infecciones futuras. Se seleccionó el cemento Osteobond debido a que es uno de los cementos más comerciales, para realizar las pruebas necesarias y analizar las diferentes reacciones que este tendría.

Palabras clave: Prótesis de cadera, análisis biomecánico, cemento acrílico, resistencia mecánica.

Abstract

In the present work, a biomechanical analysis was proposed to analyze the effect on the fixation and coupling of a prosthesis model in the femoral bone by bone cement. To do this, a model of the prosthesis previously made was used, using geometric parameterization, to which perforations were made so that the acrylic cement embedded in the perforations and the prosthesis is fixed. This was done on the assisted design platform Onshape, which suggested 3 different materials subjected to mechanical strength tests with loads that generate daily activities. From the von Mises results, a material was selected from the 3 suggested ones as it presented the highest safety factors to test the design. The results showed that the ideal material for the manufacture of this type of prosthesis is Ti-6Al-4V. After the prosthesis tests, the acrylic cement model was carried out using COMSOL MULTIPHYSICS. This is to know the part that acrylic cement would occupy. To select the material of acrylic cement, we based on an article where tests were carried out on 4 different types of cement where an antibiotic called Vancomycin was added to avoid future infections. Osteobond cement was selected because it is one of the most commercial cement, to perform the necessary tests and analyze the different reactions that this would have.

CONTENIDO

Índice de figuras	8
Índice de tablas.....	10
Glosario.....	11
Nomenclatura	14
CAPÍTULO 1. GENERALIDADES	15
1.1. INTRODUCCIÓN	15
1.2. JUSTIFICACIÓN.....	16
1.3. HIPÓTESIS.....	17
1.4. OBJETIVO GENERAL	17
1.4.1. OBJETIVOS PARTICULARES	17
1.5. APORTACIONES ESPERADAS	18
1.6. METODOLOGÍA GENERAL	18
CAPÍTULO 2. MARCO TEÓRICO.....	20
2.1. INTRODUCCIÓN	20
2.2. TIPOS DE PRÓTESIS DE CADERA.....	24
2.2.1 Artroplastia total de cadera cementada	25
2.2.2 Artroplastia total de cadera no cementada	35
2.2.3 Artroplastia total de cadera híbrida.....	36
2.3. ANATOMÍA DE LA CADERA	37
2.4. HISTORIA DE LA PRÓTESIS DE CADERA	40
2.4.1 Primera etapa. Bioartroplástica.....	41
2.4.2. Segunda etapa. Osteotomías reconstructivas no artroplásticas	41
2.4.2.1. Osteotomías femorales	42
2.4.2.2. Osteotomías pélvicas	43
2.4.3 Tercera etapa. Desarrollo temprano de la artroplastia protésica	48
2.4.4 Etapa transicional del cemento al no cemento	56
2.5. HISTORIA DEL CEMENTO	57
CAPÍTULO 3. REDISEÑO DE PRÓTESIS	58
3.1 ANÁLISIS BIOMECÁNICO.....	61
3.2 SELECCIÓN DE MALLADO.....	62

3.3 MATERIALES SELECCIONADOS PARA EL ANÁLISIS BIOMECÁNICO	63
3.4 CARGAS APLICADAS	64
3.5 FACTOR DE SEGURIDAD	67
3.6 CICLO DE MARCHA	68
3.7 PRÓTESIS DE TI-6AL-4V	69
3.8 PRÓTESIS DE 316-L	69
3.9 PRÓTESIS DE L-605	69
CAPÍTULO 4. ANÁLISIS DE LA INTERFAZ HUESO – CEMENTO ACRÍLICO - PRÓTESIS.	70
4.1. DISEÑO DEL CEMENTO ACRÍLICO	72
4.2. MALLADO DE LA UNIÓN HUESO – CEMENTO ACRÍLICO - PRÓTESIS	73
4.3. PARÁMETROS DE SIMULACIÓN	74
4.4. ESFUERZO DE VON MISES	76
4.5. FACTOR DE SEGURIDAD	77
CAPÍTULO 5. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES	81
BIBLIOGRAFÍA	83

Índice de figuras

Figura 1 Metodología general implementada.....	19
Figura 2 Artroplastia total de cadera cementada [8].....	25
Figura 3 Planimetría anatómica [2]	38
Figura 4 Componentes principales de la unión fémur-pelvis [45]	39
Figura 5 Articulación de la cadera [15]	40
Figura 6 Osteotomía tipo Pauwels.[16]	42
Figura 7 Osteotomía valgo extensora de R. Bombelli. [16]	43
Figura 8 Diversos tipos de osteotomías pélvicas. [16]	44
Figura 9 Osteotomía de Ganz. [16]	44
Figura 10 Triple osteotomía de Steel. [16]	45
Figura 11 Triple osteotomía yuxtaarticular de Tönnis. [16].....	45
Figura 12 Osteotomía de Chiari. [16]	47
Figura 13 Osteotomía periacetabular bernesa. [16].....	48
Figura 14 A) Copa de resuperficialización de Smith-Petersen. B) Copa de resuperficialización de Otto E. Aufranc. [16]	49
Figura 15 Prótesis de Willes (primera prótesis total metal-metal). [16]	50
Figura 16 Thrust-Plate® hip prostheses. [16].....	51
Figura 17 A) Evolución de los modelos de la prótesis de Moore. B) Prótesis de Thompson. C) Prótesis de Irwing S. Leinbach. [16]	52
Figura 18 A) Prótesis de Judet (vidrio). B) Prótesis de Judet (Plexiglas®). C) Prótesis de Thompson (Co-Cr-Mo). [16].....	53
Figura 19 A) Modelo Zanolli. B) Modelo Mariano-Zuco. C) Modelos propuestos por Thompson. [16]	53
Figura 20 Prótesis de Townley. A) Modelo de recubrimiento. B) Modelo para prótesis total. C) Modelo actual. [16]	54
Figura 21 Prótesis de McKee-Farrar (primera generación). [16]	54
Figura 22 A) Prótesis de McKee-Farrar (segunda generación). B) Prótesis de Peter A. Ring. [28]	55
Figura 23 A) Prótesis de Siwash. B) Prótesis de Judet. C) Recubrimiento en cráteres de Judet. [16].....	56
Figura 24 Tomada de Análisis Biomecánico de una Prótesis de Cadera mediante Elementos. Fuente:[2]	58
Figura 25 Prótesis modificada.	59
Figura 26 Perforación en la unión vástago-cuello.	59
Figura 27 Tomada de Análisis Biomecánico de una Prótesis de Cadera mediante Elementos. Fuente: [2]	60
Figura 28 Perforaciones en vástago.....	60
Figura 29 Tomada de Análisis Biomecánico de una Prótesis de Cadera mediante Elementos. Fuente: [2]	61

Figura 30 Gráfico de análisis de sensibilidad del mallado. Esfuerzo de von Mises y número de elementos contra tiempo.....	63
Figura 31 Prótesis sin daño estructural.....	65
Figura 32 Representación Esquemática de la Reconstrucción de la Cadera con una prótesis artificial cementada. Fuente: [42].....	71
Figura 33 Diseño del cemento acrílico.....	73
Figura 34 Esfuerzo de Von Mises 1	76
Figura 35 Esfuerzo de Von Mises 2	76
Figura 36 Gráfica de esfuerzo máximo de compresión (4g). [43].....	79
Figura 37 Gráfica de esfuerzo máximo de compresión (1g). [43].....	80

Índice de tablas

Tabla 1 Propiedades mecánicas de los materiales seleccionados para realizar los análisis.	64
Tabla 2 Cargas generadas de las actividades cotidianas.....	64
Tabla 3 Resultados de los esfuerzos de von Mises.....	67
Tabla 4 Factores de seguridad.	67
Tabla 5 Cargas generadas por un paso completo en marcha humana normal.	68
Tabla 6 Propiedades mecánicas.	74
Tabla 7 Esfuerzo de von Mises.....	77
Tabla 8 Factor de seguridad Vanco (4 gr).	80
Tabla 9 Factor de seguridad Vanco (1 gr).	81

Glosario

Acetábulo	Es una cavidad situada en la superficie externa del hueso de la cadera, también llamada hueso coxal o hueso innominado.
Artroplastia	Operación quirúrgica realizada en una articulación para devolverle su motilidad y función.
Bioingeniería	Es una disciplina que aplica conceptos y métodos físico - matemáticos para resolver problemas de las ciencias de la vida, utilizando metodologías analíticas y sintéticas de la ingeniería.
Biomecánica computacional	Se refiere a la simulación mediante ordenadores de sistemas biomecánicos complejos. Usualmente se usan tantos modelos de sólidos para simular comportamientos cinemáticos, como modelos de elementos finitos para simular propiedades de deformación y resistencia de los tejidos y elementos biológicos.
Biomecánica	Es la disciplina que estudia los movimientos del cuerpo humano, es decir, los aspectos fisiológicos y mecánicos implicados en el movimiento.
Biomédica	La ingeniería biomédica es una disciplina que aplica los principios y técnicas de la ingeniería al campo de la medicina o las llamadas, ciencias de la vida. Esta ingeniería se dedica, principalmente, al diseño y construcción de herramientas y tecnologías como pueden ser los equipos médicos, las prótesis, los dispositivos médicos y los dispositivos de diagnóstico y terapia.
Cadera	La cadera es la articulación donde se une el hueso del muslo (fémur) con el de la pelvis. Tiene dos partes principales: Una bola en el extremo del fémur, que se encaja en la cavidad de la pelvis.
Congénito	Se refiere a una afección o rasgo que está presente desde el nacimiento.
Diáfisis	Cuerpo o tallo de un hueso largo, desarrollado a partir de un centro de osificación primario y comprendido entre sus extremos o epífisis.
Elución	Proceso por el que se separan sustancias absorbidas por un cuerpo por medio de un lavado progresivo con un líquido apropiado.

Fémur	Hueso del muslo, que se articula con el coxal, por un extremo, y con la tibia y la rótula.
Hemiartroplastia	Sustitución parcial de la cadera.
Necrosis	Es la muerte de tejido corporal.
Osteoarticular	Es un proceso degenerativo e inflamatorio de la articulación.
Osteólisis	Proceso de destrucción del tejido óseo.
Osteonecrosis	Es la muerte del hueso causada por un riego sanguíneo insuficiente.
Osteotomía	Sección o corte quirúrgico de un hueso.
Patología	Parte de la medicina que estudia los trastornos anatómicos y fisiológicos de los tejidos y los órganos enfermos, así como los síntomas y signos a través de los cuales se manifiestan las enfermedades y las causas que las producen.
Polimerización	Proceso mediante el cual las moléculas simples, iguales o diferentes, reaccionan entre sí por adición o condensación y forman otras moléculas de peso doble, triple, etc.
Prótesis	Es una extensión artificial que reemplaza o provee una parte del cuerpo que falta por diversas razones.
Acetábulo	Es una cavidad situada en la superficie externa del hueso de la cadera, también llamada hueso coxal o hueso innominado.
Artroplastia	Operación quirúrgica realizada en una articulación para devolverle su motilidad y función.
Bioingeniería	Es una disciplina que aplica conceptos y métodos físico - matemáticos para resolver problemas de las ciencias de la vida, utilizando metodologías analíticas y sintéticas de la ingeniería.
Biomecánica computacional	Se refiere a la simulación mediante ordenadores de sistemas biomecánicos complejos. Usualmente se usan tantos modelos de sólidos para simular comportamientos cinemáticos, como modelos de elementos finitos para simular propiedades de deformación y resistencia de los tejidos y elementos biológicos.
Biomecánica	Es la disciplina que estudia los movimientos del cuerpo humano, es decir, los aspectos fisiológicos y mecánicos implicados en el movimiento.

Biomédica	La ingeniería biomédica es una disciplina que aplica los principios y técnicas de la ingeniería al campo de la medicina o las llamadas, ciencias de la vida. Esta ingeniería se dedica, principalmente, al diseño y construcción de herramientas y tecnologías como pueden ser los equipos médicos, las prótesis, los dispositivos médicos y los dispositivos de diagnóstico y terapia.
Cadera	La cadera es la articulación donde se une el hueso del muslo (fémur) con el de la pelvis. Tiene dos partes principales: Una bola en el extremo del fémur, que se encaja en la cavidad de la pelvis.
Congénito	Se refiere a una afección o rasgo que está presente desde el nacimiento.
Diáfisis	Cuerpo o tallo de un hueso largo, desarrollado a partir de un centro de osificación primario y comprendido entre sus extremos o epífisis.
Elución	Proceso por el que se separan sustancias absorbidas por un cuerpo por medio de un lavado progresivo con un líquido apropiado.

Nomenclatura

ρ^*	Densidad relativa
σ_y	Límite elástico
FS	Factor de Seguridad
v	Volumen
w	Peso
m	Masa
ρ	Densidad
ϵ_1	Deformación en el eje x
ϵ_2	Deformación en el eje y
ϵ_3	Deformación en el eje z

CAPÍTULO 1. GENERALIDADES

1.1. INTRODUCCIÓN

En los últimos años, en el mundo se han desarrollado avances incomparables con respecto a las prótesis que su principal objetivo es reemplazar partes del cuerpo amputadas, el principal objetivo que se ha tratado de alcanzar es una mayor eficiencia basada en diseños funcionales que tienen como resultado final una prótesis de excelente calidad y primordialmente brindan al portador un grado de comodidad que en tiempos anteriores no se consideraba.

En diferentes países del mundo existe un gran número de personas que han sufrido la pérdida de un miembro inferior, las causas pueden ser varias, desde accidentes de tránsito hasta minas antipersonales. En los países en vía de desarrollo, cerca del 80% de las amputaciones suceden por accidentes de tránsito, por trauma, especialmente debido al conflicto armado, seguida por enfermedades vasculares como la diabetes y en una pequeña porción debido a deformaciones congénitas. La ingeniería, la medicina y la electrónica en conjunto han tratado de crear nuevas y mejores soluciones al problema de construir una prótesis que no sólo reemplace el miembro faltante, sino que ayude a mejorar la autoestima del paciente, a su movilización e independencia, y en general a tratar de devolver al paciente en la medida de lo posible el estilo de vida que llevaba antes de sufrir la amputación. Por esto se han creado diferentes diseños según el tipo de amputación sufrida y las necesidades del usuario considerando ciertos parámetros que varían de un fabricante a otro. Para realizar un correcto diseño se debe partir de los parámetros propios de la población [1].

Otra de las razones por la cual las prótesis de cadera han sido de gran realce en los últimos años es debido a la problemática presentada por el paciente implantado debido que a través del tiempo, va presentando reabsorción ósea, lo que provoca que la prótesis se afloje y sea necesario repetir la cirugía, lo cual representa riesgos muy altos en términos de salud, debido a que la mayoría de los pacientes son mayores de 65 años y sus capacidades físicas ya no son tan óptimas para soportar cirugías, contribuyendo a que la recuperación sea más complicada.

La reabsorción ósea llamada “Osteólisis” [1] en términos médicos, es causada por el rechazo del cuerpo a los materiales utilizados en la prótesis y también por el desgaste debido a una mala distribución de cargas, principalmente por la falta de coincidencia del módulo elástico entre el material del implante y el hueso, seguido del diseño de esta.

Los parámetros utilizados en el presente trabajo tienen como objetivo primordial, realizar el estudio numérico a través de elementos finitos para todo nuestro análisis de la prótesis de cadera. Partiendo de un modelo de prótesis de cadera ya diseñado [2], que a diferencia del modelo del que se partirá, nuestra prótesis será de tipo cementada, debido a que la osteoporosis es uno de los problemas más frecuentes en adultos mayores, la prótesis cementada es una de las mejores opciones para estos casos, ya que el hueso se vuelve poroso y el cemento óseo ayuda a sujetar la prótesis al hueso y también no se requieren de grandes esfuerzos, ya que en su mayoría son utilizadas en adultos mayores.

En este estudio se planteó y realizaron diferentes perforaciones con el objetivo de que la prótesis sea más ligera y estas perforaciones permitan que el cemento quede incursionado en la misma y tenga una mejor fijación al hueso. Posteriormente, se simuló el modelo obtenido, con las cargas que generan las actividades cotidianas del usuario para evaluar la resistencia a la rotura y en la última etapa, se realizó el análisis de la interfaz hueso – cemento acrílico – prótesis.

1.2. JUSTIFICACIÓN

La idea central en la biomecánica computacional es el modelado realista de los fenómenos físicos y mecánicos, así como los procesos presentes en seres vivos.

El reto es reemplazar los ensayos en gran escala por simulaciones numéricas para reducir costos económicos, ensayos en animales, así como obtener beneficios sociales. Por ejemplo, el costo considerable de la producción y de los ensayos de prototipos puede ser reducido o evitado, aplicando métodos de diseño virtual. Su utilidad y potencial aplicabilidad depende del desempeño y confiabilidad de las predicciones generadas por modelado de sistemas

físicos, aunado a esto, el aplicar el elemento finito y plataformas de diseño en la nube supone la eliminación de las fronteras de espacio y tiempo, permitiendo conectar el mundo de manera instantánea permitiendo acceder a la información y que a su vez se traduce en un ahorro económico muy considerable, accediendo obtener soluciones mejores y proponerlas a los pacientes de forma puntual dándole solución a su problema más rápidamente.

En el caso del área de bioingeniería, la solución de una prótesis de cadera con la incorporación de esta tecnología, se propone para futuras investigaciones sobre diversas aplicaciones biomédicas que requieran una solución eficaz al alcance de todos sin tantos requerimientos computacionales, siendo esta una manera más accesible de obtener soluciones a problemas y más económica, situándonos en el momento revolucionario tecnológico actual de competición mundial.

1.3. HIPÓTESIS

El diseño de una prótesis ligera que presenta un peso aproximado al hueso podría reducir la reabsorción ósea que tienden a inducir las prótesis tradicionales. Es por ello que un estudio numérico mediante el método de elementos finitos acoplado a un modelo de reabsorción ósea es el más adecuado para analizar el comportamiento que tienen las prótesis de Ti-6Al-4V para mejorar el diseño de prótesis femorales.

1.4. OBJETIVO GENERAL

Desarrollar un diseño de una prótesis de cadera mediante el modelado sólido y el análisis por elementos finitos en la nube.

1.4.1.OBJETIVOS PARTICULARES

- Estudiar la aplicabilidad del modelado sólido al diseño de prótesis de cadera en la nube mediante la plataforma ONSHAPE.

- Evaluar la viabilidad de implementación del método de elementos finitos en la nube mediante la plataforma SIMSCALE.

1.5. APORTACIONES ESPERADAS

Dentro de las aportaciones que se pueden esperar del desarrollo de esta tesis están:

- Rediseñar un modelo de prótesis de menor peso que las prótesis tradicionales y mejorar su desempeño
- Empleo de cementos óseos para la fijación de la prótesis al hueso.

1.6. METODOLOGÍA GENERAL

De manera general la metodología a seguir se basó en una recopilación exhaustiva de material bibliográfico de los avances en el desarrollo de prótesis, las complicaciones de las implantaciones, enfermedades, problemas de reabsorción etc. con el propósito de establecer el estado del arte y poder establecer las contribuciones al mismo. Se parte de un modelo de prototipo de prótesis realizado anteriormente donde en los resultados finales del proceso de diseño y análisis biomecánico se detectó que el modelo requería un remodelado en la zona del cuello femoral ya que esta representaba una zona de riesgo y de posible fractura.

Para el rediseño de la prótesis se parametrizaron las geometrías que componen la zona de riesgo detectada anteriormente (cuello femoral), tomando como base las geometrías que componen el modelo de prótesis inicial, mismas que fueron creadas a partir del dimensionamiento del hueso femoral obtenido con las imágenes médicas. Posteriormente se evaluó la resistencia de los modelos resultantes de la prótesis por elemento finito. En la Figura 1 se puede observar que el proceso de rediseño estuvo ligado con el estudio numérico ya que se obtuvieron diversos modelos que fueron probados bajo diferentes actividades, para evaluar su resistencia mecánica.

El rediseño de la prótesis se realizó en ONSHAPE, un software de modelado sólido en la nube; y para el análisis de elemento finito se utilizó SIMSCALE, un software de análisis por

elementos finitos en la nube. La implementación del modelo de reabsorción ósea se realizó en el software de simulación multifísica, COMSOL MULTIPHYSICS.

Finalmente, se analizaron los resultados obtenidos y se hizo una comparación de los diversos modelos de prótesis propuestos mediante los criterios de falla de Von Mises y el modelo de reabsorción ósea de Hanna Isaksson. Lo anterior se aplicó con la finalidad de identificar la viabilidad de los modelos propuestos para una posterior aplicación clínica.

En la Figura 1 se muestra de forma esquemática las cuatro etapas en las que se realizó este trabajo, destacando que las etapas dos y tres, además de estar relacionadas entre sí, conllevaron a la mayor carga de trabajo.

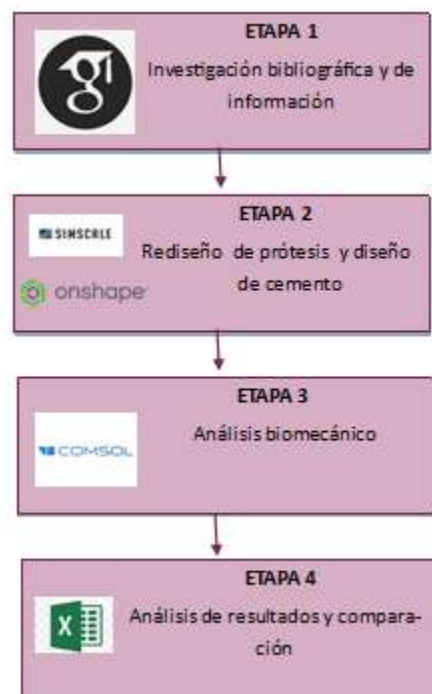


Figura 1 Metodología general implementada.

CAPÍTULO 2. MARCO TEÓRICO

2.1. INTRODUCCIÓN

Como todo tema, para poder estar situados en este presente, es necesario echar un vistazo a la evolución que ha tenido este caso de estudio, desde los primeros surgimientos de la artroplastia total o parcial de cadera, que surgieron con la inquietud de una o más personas de encontrar una solución a los problemas recurrente de la cadera generalmente fracturas o desgaste, el cual ha tenido un aumento considerable de las personas con este padecimiento, a lo cual propusieron la sustitución de la cadera lesionada por un elemento artificial haciendo uso de diferentes materiales (unos con mayor éxito que otros).

El dolor articular en la cadera es un síntoma prevalente y una causa significativa de limitación funcional en el adulto joven y el adulto mayor. Estudios de corte transversal en Estados Unidos de Norteamérica, han reportado la prevalencia de coxalgia hasta del 19.2 % en los pacientes adultos mayores de 65 años. Otras estimaciones han documentado que hasta el 40% de los adultos mayores de 64 años en Inglaterra manifiestan dolor articular en cadera o rodilla secundarios a patología inflamatoria; es un síntoma detrás del cual se esconden un amplio espectro de condiciones clínicas, entre estas osteoartrosis de la cadera, secuelas por deformidad congénita, secuelas de osteonecrosis, lesiones traumáticas, infecciones osteoarticulares, entre otros, por lo cual la cirugía ortopédica ha evolucionado a lo largo de los años para proveer a los pacientes mejoría clínica en términos de dolor, movilidad, discapacidad física y calidad de vida [3].

La artroplastia de cadera es uno de los procedimientos más comúnmente usados, y se refiere al reemplazo de la articulación completa o parcial de la cadera por un implante protésico y podemos agruparlas en dos grupos:

- La hemiartroplastia que comprende el reemplazo de la cabeza del fémur por una prótesis, al mismo tiempo que se retiene el acetábulo natural y el cartílago acetabular.

- Y el reemplazo total de cadera o artroplastia total de cadera (ATC) comprende el reemplazo del acetábulo además de la cabeza del fémur.

La descripción física genéricamente conocida de una prótesis de cadera para artroplastia total de cadera, cementada o no, comprende fundamentalmente dos partes, respectivamente un elemento femoral o vástago, destinado a ser insertado en el canal medular del fémur a sustituir y, que lleva en su extremo libre una cabeza esférica y un cotilo colocado al nivel de la cavidad cotiloidea de la pala ilíaca o acetábulo de la articulación considerada y destinada a recibir la cabeza esférica de dicho elemento femoral. Más precisamente, este cotilo está formado por dos partes distintas:

- Una cúpula denominada de “soporte”, destinada a ser insertada en la cavidad cotiloidea de la pala ilíaca.
- Un núcleo o implante denominado “de rozamiento”, destinado a insertarse en la cúpula de soporte y, cuya cara interna de forma semiesférica está destinada a recibir la cabeza esférica del elemento femoral [4].

Estas prótesis deben soportar los esfuerzos en actividades normales, caminar o subir escaleras, las cuales supera cuatro veces el peso corporal del individuo implantado y en algunos casos 10 veces, por ejemplo, ante un tropezón.

Desafortunadamente si se produce una fisura en la prótesis, el organismo no va a poder repararla, y la fisura seguirá creciendo hasta la falla total de la prótesis. Por consecuencia, para el desarrollo de las prótesis, se hace necesario usar metales, cerámicas, polietilenos u otros materiales de alta resistencia, pero también deben cumplir otra condición, y es que sean compatibles con el propio organismo, lo que llamamos biocompatibilidad. Los materiales desarrollados para implantes protésicos son validados por normas o estándares, como las publicadas por la American Society for Testing and Materials (ASTM) y la International Standards Organization (ISO). Estas normas o procedimientos recomendados cubren propiedades físicas y químicas básicas las cuales están en permanente desarrollo para ayudar a guiar a la industria en la fabricación de los implantes ortopédicos apoyados por los organismos científicos, técnicos y jurídicos.

Además, los líquidos del organismo son muy corrosivos y la corrosión del implante presenta dos inconvenientes principales, el primero es que esa corrosión debilita la pieza y el segundo es que el material disuelto (en forma de iones) puede ser perjudicial para el organismo, con riesgo de aparición de complicaciones o tumores cancerígenos. Las características mecánicas de los vástagos son otro punto importante en el diseño y de las aleaciones de titanio la más utilizada es la aleación de titanio, aluminio y vanadio (Ti6Al4V). Ésta presenta excelente resistencia a la corrosión, es altamente biocompatible y el módulo de elasticidad es aproximadamente la mitad que otras aleaciones, por lo que transmiten mejor la carga al hueso y disminuyen el efecto de stress. Las aleaciones de titanio permiten recubrimientos con bolas o mallas que favorecen la osteointegración (fijación secundaria), con uso de surcos longitudinales profundos para reducir la rigidez torsional y la resistencia a la torsión. Las aleaciones de tantalio, relativamente nuevas en implantes articulares, presentan propiedades similares al titanio; elevada biocompatibilidad y un módulo de elasticidad menor que las aleaciones de acero y cromo-cobalto, pero su superficie permite una mayor porosidad, lo que favorece la penetración ósea, es decir mayor osteointegración. Hoy se utiliza principalmente en el componente acetabular de prótesis de cadera para implantes en pacientes jóvenes con el objeto de conseguir un mejor anclaje de la prótesis y una menor tasa de aflojamiento. Su uso está aumentando, aunque se ve limitado por su alto precio.

En el implante de las prótesis se busca limitar el movimiento relativo del implante, que se entiende como el desplazamiento reversible de un implante rígido frente a un hueso, menos rígido y que se produce por la deformación elástica del hueso sometido a la compresión. Se puede disminuir este movimiento relativo mediante las siguientes opciones:

- Reduciendo la deformación elástica del hueso (menor carga).
- Utilizando implantes más ajustados al hueso.
- Colocación de los implantes situados lo más cerca posible del eje del hueso.
- Mediante implantes más elásticos para adaptarse a la deformación del hueso y seguirlo dentro de sus posibilidades elásticas.

En la práctica clínica habitual se debe buscar un contacto perfecto entre el implante y el hueso sin tejido de interposición, es decir, un paso a través del punto neutro compensado o límite

de compensación. Luego interesa que el límite de compensación sea lo más amplio posible y donde un contacto total alrededor de todo el implante va a ser poco probable. Por eso la rotura de una prótesis diafisaria se produce siempre cerca del límite de compensación y una prótesis acetabular hemisférica elástica tendrá siempre un límite de compensación más amplio que otra rígida. Por supuesto, un límite de compensación estrecho con sobrecarga conducirá más rápidamente a la inestabilidad que en el caso de un límite de compensación amplio. La rigidez del implante es otro factor fundamental a considerar, por lo que es conveniente colocar un implante resistente pero no tan rígido, ni tan elástico, tal que permita que las cargas se transmitan al cemento y de ahí al hueso de la manera más natural posible, ya que una adecuada transferencia de cargas al fémur proporciona un estímulo fisiológico para mantener la masa ósea y prevenir la osteoporosis por desuso. Un vástago largo y rígido fijado con firmeza en la diáfisis proximal del fémur mediante cemento o superficie porosa reduce la carga en el hueso y en el cemento del tercio proximal del fémur, lo que puede producir una protección considerable frente a la carga y remodelación ósea por reabsorción de esta región del fémur [4].

Los desarrollos de los materiales han permitido realizar diferentes combinaciones entre ellos, con el objetivo de optimizar sus comportamientos en servicio, haciendo que los diseños sean más duraderos y más confiables [2]. Las exigencias básicas de todos los materiales utilizados en un diseño funcional son su alta estabilidad mecánica y química, no tener actividad trombogénica, carcinogénica, hemolítica o alérgica, entre otras y ser fácilmente esterilizable en un medio que no deteriore sus propiedades. A continuación, se enumeran requerimientos específicos de los diversos elementos de una prótesis total de cadera: [5]

➤ Material del vástago

- a) Alta resistencia mecánica.
- b) Alta resistencia a la corrosión.
- c) Alta tenacidad a la fractura.
- d) Rugosidad para facilitar adherencia a un revestimiento que asegure a su vez, su adherencia al hueso cortical, mejorando el esfuerzo de corte en dicha interfase.

- e) Material de la cabeza esférica
 - f) Alta resistencia mecánica.
 - g) Muy alta dureza.
 - h) Alta esfericidad.
 - i) Gran inercia química a los líquidos sinoviales.
 - j) No permitir la corrosión (generada por celdas de concentración, por hendiduras o por par galvánico) en la parte de contacto entre este elemento y el material del vástago
 - k) Acabado espejo para minimizar fricción entre este elemento y el acetábulo.
- Material del acetábulo
- a) Bajo coeficiente de fricción entre esta parte y la cabeza esférica.
 - b) Alta capacidad de carga.
 - c) Alta resistencia a la corrosión.
 - d) Alta resistencia al desgaste.
 - e) Alta esfericidad.
 - f) Diseño adecuado para prevenir desprendimiento de la cabeza esférica.
 - g) Acabado espejo para minimizar fricción.
 - h) Aseguramiento óptimo para eliminar micromovimientos[5] .

2.2. TIPOS DE PRÓTESIS DE CADERA

La artroplastia de cadera es uno de los procedimientos más comúnmente usados y se refiere al reemplazo de la articulación completa o parcial de la cadera por un implante protésico.

2.2.1 Artroplastia total de cadera cementada

Así la artroplastia total de cadera cementada, por mejora de la técnica de cementación, se ha convertido en un procedimiento seguro y reproducible, tal que actualmente hay resultados a largo plazo de diseños tradicionales como la prótesis de Charnley [6]. Y para el caso de la fijación del implante femoral o vástago, cuando se logra un manto de cemento adecuado, se puede obtener resultados con permanencia del implante de hasta el 90% a 20 años, particularmente se tienen datos del vástago Exete con tasas de supervivencia a 10 años del 100%. Hay dos aspectos fundamentales que determinan la durabilidad de una artroplastia total de cadera: la capacidad de fijación de los implantes al hueso y la duración del par articular protésico que ha evolucionado: [7]

- La fijación de los implantes, la superficie articular
- Y el abordaje quirúrgico.



Figura 2 Artroplastia total de cadera cementada [8]

En cuanto a la fijación de los implantes cementados se considera que el manto de cemento es adecuado cuando se envuelve con un espesor de 1.5 - 2 mm el implante femoral dentro del canal, sin grietas o defectos de llenado en la interfaz cemento-hueso, cemento-implante o en su espesor. El manto de cemento debe situarse hasta 1 cm por debajo de la punta del implante femoral. Y para lograr un correcto manto de cemento, la técnica de cementación debe ser adecuada y precisa; lo más importante: oclusión o taponamiento del canal femoral aproximadamente 1 cm por debajo de la posición de la punta del implante femoral;

presurización del cemento dentro del canal femoral, e introducción del vástago femoral en el centro del canal presurizado. Se debe ocluir de manera efectiva el canal porque si no ocurre un flujo libre del cemento distal y acaba en un manto de cemento inadecuado, con migración distal excesiva. Para la oclusión del canal se han utilizado tapones óseos tomados del fragmento de la cabeza y preferentemente los tapones artificiales. De ellos hay dos tipos: los materiales absorbibles y los no absorbibles (polietileno). Una vez ocluido el canal, se debe verificar que esté seco, sin sangre o coágulos, lo que se logra con un lavado agresivo, preferentemente con dispositivos de lavado pulsátiles. Con el canal en condiciones adecuadas, se introduce el cemento utilizando una pistola de presurización que permite aplicar el cemento a presión y de forma retrógrada. Finalmente, se introduce el vástago femoral en el canal presurizado con cemento. Los implantes modernos cuentan con dispositivos centradores para asegurar que su posición final sea en el centro del manto de cemento. Para el adecuado funcionamiento de las copas acetabulares cementadas, se debe lograr un manto de cemento sin defectos alrededor del implante de 1.5 - 2 mm de espesor. Al igual que para la colocación de los implantes femorales, se debe obtener una superficie ósea seca y sin coágulos en el acetábulo para la adecuada fijación del cemento, y como se ha indicado, los implantes acetabulares cementados cuentan con espaciadores para lograr un manto homogéneo alrededor de ellos. Además, el cemento óseo plantea los problemas de la suficiencia mecánica y de la tolerancia biológica. [4].

Hay tres factores que determinan la tolerancia biológica del cemento: La magnitud de la emisión térmica en la polimerización, la liberación del monómero que es tóxico para los tejidos y las reacciones alérgicas teóricamente posibles. Ha habido cambios en los diseños y materiales de las diferentes prótesis, pero no ha habido sustanciales cambios en el cemento. Y es que el cemento está compuesto por polimetilmetacrilato (PMMA). El cemento actual es el de los llamados de cuarta generación, e incluye una preparación del cemento al vacío (para evitar la existencia de burbujas de aire). Algunos cementos incorporan un componente antibiótico, siendo usados sobre todo en revisiones y demostrando tener una relación alta entre el costo-funcionalidad.

En contraposición, el uso del cemento, debido a sus características biológicas y mecánicas ante los esfuerzos de tensión, da lugar a una problemática específica y a veces de difícil

control dado que es un material interpuesto entre tejido vivo y prótesis de cadera, tal que tendremos: [4]

El problema de la insuficiencia mecánica: Las complicaciones de las prótesis totales cementadas se deben ante todo a la elección del implante incorrecto y a técnicas de implantación inadecuadas. Aquí puede desempeñar un papel importante la insuficiencia mecánica, que no la biológica del cemento. Según la localización, el cemento se verá sometido a compresión, tensión o esfuerzo cortante. A menudo, se alternan la compresión y la tensión porque lo que se exige de él es una resistencia constante a la fatiga. El módulo de elasticidad del cemento se encuentra entre los 300 kPa/mm², y, por tanto, por encima del módulo del polietileno, aproximadamente al nivel del hueso esponjoso y unas 10 veces por debajo de la cortical. Así el peso corporal, la rigidez de la pelvis y la rigidez y resistencia del lecho óseo de la cúpula determinan el tamaño de la superficie que soporta la presión, en cuya región puede predominar un paso de punto neutro compensado debido a la elasticidad del conjunto cemento-polietileno, ya fuera de esta zona se produce un paso de punto neutro descompensado, o sea, unos movimientos relativos de reabsorción del anclaje óseo y formación de una membrana de tejido conjuntivo. Dada la deformación elástica del hueso sometido a la carga y a la elasticidad del cemento se consigue absorber una parte del movimiento relativo que puede esperarse por la diferencia de rigidez entre las partes, manteniéndose la capacidad de deformación elástica y plástica por debajo del límite de fractura y determinada por la capacidad de absorción de energía del cemento. Luego una suficiencia mecánica a largo plazo sólo se puede esperar de un anclaje del cemento homogéneo.

- Consecuencias particulares del cemento en el sitio de su implantación.
- Disrupción de la estructura de superficie del implante de cemento por depleción monomérica. Debido a que el cemento se convierte en una pasta tras batirlo y debe insertarse en el lecho óseo en estado líquido o como máximo en estado fácilmente maleable. La polimerización del monómero todavía no se ha completado en este punto y algunos monómeros libres todavía están presentes, estos tienen una gran afinidad por la grasa o materia orgánica que la contenga, lo que hace que estas partículas se disuelvan hacia fuera de las capas

superficiales del cemento dentro de este tipo de materia. La capa de cemento contacta con el tejido quedándose sin monómeros, por lo que no hay suficientes monómeros para unirse al polvo de polímeros. Los granos de polvo se aíslan o permanecen en contacto con la mayor parte de la masa de cemento mediante estrechos puentes. El resultado es la disrupción de la estructura de la superficie del cemento, que equivale a un aflojamiento mecánico. Bajo cargas funcionales de la interfase entre el cemento y el hueso, los granos individuales o conglomerados de polvo de cemento pueden derrumbarse y originar el inicio de la fragmentación del cemento.

- Necrosis alrededor del cemento: El calor generado durante la polimerización del monómero (más de 56°C) se conduce a los tejidos circundantes y el monómero que se desprende del cemento es además citotóxico. Por lo que aparte del inevitable trastorno de la circulación sanguínea, como resultado de la preparación del lecho para el implante, el calor de la polimerización y la toxicidad del monómero contribuyen a la formación de áreas de necrosis en la médula ósea adyacente y en el hueso en su interfase con el cemento. Como parte de un proceso de curación, estas áreas de necrosis se reemplazan por nueva médula ósea vital, nuevo tejido óseo y tejido conectivo.
- Contracción o encogimiento de la polimerización: De manera opuesta a lo afirmado por Charnley [4] en cuanto a que el cemento se expande en el lecho del implante, lo que realmente se produce es una contracción al endurecerse el monómero por la polimerización. Esta disminución es relativamente pequeña, pero puede llevar a la formación de una estrecha separación o fisuración de la interfase entre el cemento y el hueso, con la reducción del esperado contacto íntimo. El fenómeno de la polimerización está ligado de forma inevitable a una pérdida de volumen. Esta pérdida será pequeña si hay suficiente liberación del calor. Tenemos pues un doble interés en querer obtener unas capas de cemento relativamente finas, porque su menor disminución de volumen no se debe solamente a razones de proporcionalidad, sino que también a la optimización en la liberación del calor que es mejor cuanto más fina es la capa de cemento.

Debemos tener en cuenta las siguientes consideraciones que afectan a las propiedades del cemento:

- Inclusiones líquidas, aire y/o sangre en el cemento: Los pliegues y las laminaciones del hueso junto con la sangre no afectan de manera adversa a la fuerza de unión y de compresión del implante de cemento. Pero inclusiones importantes de aire, sangre y otros líquidos reducen la fuerza mecánica del cemento, si no pueden escapar. Esto se puede evitar con un drenaje efectivo.
- Conversión del lecho del implante: con la implantación de la prótesis, la médula ósea y el tejido óseo adyacente al cemento mueren. El tejido necrótico inmediatamente se va reemplazando por tejido vital. La cavidad medular se rellena con médula ósea, con neovasos. El hueso necrótico se sustituye por hueso nuevo, pero no llega a la interfase con el cemento en todas las áreas, de forma que una vez que todo el hueso nuevo se forma el soporte que proporciona es menor que el que había inmediatamente tras la implantación. En cambio, la médula ósea y el hueso están separados del cemento por una capa de tejido conectivo que tiene un grosor variable y de manera intermitente presenta células gigantes de cuerpo extraño.
- Pueden formarse microfisuras bajo cargas funcionales empezando desde la periferia de granos de polímeros individuales, burbujas de aire o inclusiones del medio de contraste en la interfase del cemento y el tejido. Estas fisuras se propagan en continuos canales desplazándose en la red de la matriz secundariamente polimerizada. El resultado es la fragmentación del manto de cemento de forma progresiva con el tiempo. Las células y el tejido conectivo crecen dentro de las grietas y según éstas van creciendo la función de soporte del cemento para la prótesis a la que está sirviendo de anclaje se va perdiendo. La posterior fragmentación puede desencadenar una reacción de cuerpo extraño por parte de las partículas liberadas en la interfase cemento-prótesis, que se acompaña de formación de granulomas y osteólisis.
- Aparición de separación y fracturas del manto de cemento: el manto de cemento alrededor de la prótesis tiene un módulo de elasticidad mucho más bajo que el

metal, especialmente las superaleaciones. Las fuerzas axiales y torsionales actúan sobre la prótesis para desplazarla del cemento, sobre todo en las zonas proximales (1 y 7 de Gruen) donde el hueso es más débil. La respuesta de estas fuerzas es bastante variable y depende de factores como la forma, tamaño y acabado de la superficie del implante. El manto de cemento es especialmente vulnerable en aquellos sitios donde las fuerzas tensiles son altas, como en la zona lateral (carga en varo) y anterior (carga torsional). Se pueden desarrollar grandes grietas en estas áreas que son visibles en las radiografías simples. La pérdida de contacto íntimo entre la superficie del metal y el cemento se denomina separación (“debonding”). El movimiento dentro del manto de cemento causa desgaste por abrasión. Otra manera de entender este fenómeno es conociendo que las cargas axiales causan un alto estrés en el cemento, y que en cambio actúa como fuerzas tensiles. Cuando la parte externa de la capa de cemento se encuentra firmemente contenida y agarrada por el lecho óseo estas fuerzas pueden dirigirse directamente al hueso y compensar las débiles propiedades tensiles del mismo, sin embargo, si la estructura circundante al cemento se sustituye por tejido conectivo de barrera, el cemento no puede soportar las fuerzas tensiles y se rompe, entonces las fracturas se producen en el cemento y la prótesis se afloja. En estudios de revisiones y en autopsias de prótesis cementadas se evidenció que en 100% de las autopsias y 92% de las revisiones había fenómenos de “debonding” o separación del cemento. Y en el 85% de los especímenes había fracturas en el cemento, aún a pesar de que las fuerzas predominantes son longitudinales, siendo en el 49% de los casos las fracturas horizontales. Además, la formación de grietas era contigua a defectos del cemento y/o al final proximal del manto del cemento y se producían de diferentes longitudes.

Un fenómeno especialmente importante es el causado por la torsión del tallo endoprotésico dentro del cemento debido a las fuerzas tensiles de torsión que el vástago somete al cemento y que acaban en lo que se ha venido denominando la cascada de aflojamiento, siendo la

duración de la cascada de aflojamiento muy variable. Así Köster [4] identificó dicho proceso de aflojamiento en estadios explicándolos según la siguiente secuencia:

- Separación (debonding.).
 - Desarrollo de fisuras y fracturas en el manto del cemento.
 - Crecimiento del tejido conectivo desde el lecho óseo hacia el interior de las grietas y extensión a la interfase entre vástago y cemento.
 - Pérdida de anclaje del manto de cemento en el hueso, lo que lleva al aflojamiento de toda la prótesis. Sin embargo, en la práctica, tenemos que tener en cuenta los siguientes efectos en las propiedades del cemento:
1. Pérdida de volumen por polimerización.
 2. Pérdida de la resistencia. Cuanto más homogéneo, más resistente.
 3. Fragilización por el paso del tiempo. Esto hace que su capacidad para absorber energía y por lo tanto carga dinámica disminuya.
 4. Dependencia de la temperatura ambiente. Según la temperatura ambiente, el cemento tarda más o menos en endurecerse. A 20°C se endurece en 9 minutos.
 5. Liberación de calor. El calor de polimerización no es tan perjudicial para el hueso como se podría esperar de las temperaturas medidas “*in-Vitro*”.
 6. Liberación de monómeros. La importancia práctica de la liberación de monómeros sigue sujeta a discusión, sin embargo, es un hecho que el monómero es tóxico para los tejidos.
 7. Desintegración del cemento, por trastornos mecánicos en la fase tardía del gel.

Los vástagos cementados suelen estar fabricados de aleaciones especiales de alta resistencia. En la mayoría se prefiere una aleación de cromo-cobalto debido a que su módulo de elasticidad al ser más alto puede reducir las cargas dentro del manto de cemento proximal. La sección proximal debe tener un borde medial ancho y preferiblemente un borde lateral más amplio para producir una fuerza de compresión en el manto de cemento proximal. Los bordes afilados producen zonas de concentración de presión local que pueden iniciar la fractura del manto de cemento y por tanto deben ser evitados. Un collar ayuda a determinar

la profundidad de la inserción y puede disminuir la reabsorción de hueso en la zona medial del cuello.

Diversos estudios [4] apuntan a que el fracaso de los vástagos cementados se inicia en la interfase prótesis-cemento, con separación y fractura subsiguiente del cemento. La unión de esta interfase se puede mejorar con varios tipos de macrotexturización superficial y mediante revestimiento previo de la porción proximal del vástago con polimetilmetacrilato (PMMA) que se une químicamente al manto del cemento. Las formas no circulares, como un rectángulo redondeado o una elipse, y las irregularidades superficiales, como los surcos o ranuras longitudinales, mejoran también la estabilidad rotacional del vástago dentro del cemento. Si se produce separación un vástago con superficie rugosa o texturizada generará más detritus con el movimiento que un vástago de superficie lisa pulida. En distintos estudios de comparación entre vástagos mates y pulidos se ha visto que estos últimos se han aflojado menos que los mates, por lo tanto, ha renacido el interés por el uso de vástagos pulidos para las aplicaciones con cemento, incluso sin collar para permitir una pequeña cantidad de hundimiento y mantener la fuerza de compresión dentro del manto de cemento.

Los requisitos que debemos exigir de un vástago cementado, ver Figura 5, desde el punto de vista biomecánico son: [4]

1. Posición definitiva en el tubo óseo bajo carga previa.
2. Reducción del movimiento relativo por aproximación óptima de los ejes del implante y del hueso.
3. Longitud del vástago de la prótesis lo más pequeña posible para disminuir el movimiento relativo, limitar en menor grado el juego fisiológico de la diáfisis. Su estructura proporciona ventaja en el caso de una eventual reoperación.
4. Ausencia del tradicional collar de la prótesis: éste es el factor perturbador del bloqueo en el tubo cortical que es el productor de carga previa.

En el caso de los componentes acetabulares cementados, las cúpulas de polietileno originales eran de pared gruesa, con surcos en la superficie externa para aumentar la estabilidad del cemento y marcadores de alambre para su evaluación radiográfica. Los diseños más recientes incorporan modificaciones como separadores para el cemento o pestañas para facilitar su

presurización. A pesar de estos avances su supervivencia no ha aumentado. En consecuencia, se ha tendido a la no cementación del cotilo en pacientes jóvenes y activos. La fijación cementada del acetábulo es satisfactoria para pacientes ancianos, con pocas demandas funcionales, la simplicidad y el bajo coste de los componentes fabricados totalmente de polietileno los convierten en una opción atractiva para esta población. La fijación acetabular con cemento se usa también en algunas reconstrucciones de tumores y cuando las circunstancias quirúrgicas indican que no es probable la penetración del hueso en una superficie porosa, por ejemplo, en la artroplastia de revisión cuando ha sido necesario un injerto óseo acetabular extenso.

Así las condiciones para que el implante cotiloideo cementado sea estable son:

- Un anclaje suficiente en el techo cotiloideo.
- Un lecho de cemento intacto.
- Una pelvis lo suficientemente resistente como para no deformarse bajo la carga; para ello es necesario una mineralización suficiente y un metabolismo óseo inalterado.

Respecto al principio de la armadura de la cúpula acetabular, consiste en aprovechar las estructuras intactas y resistentes del ilion y en destruir las presiones que actúan sobre esta zona consiguiendo una superficie más amplia en todos aquellos casos en los que falta una esclerosis compacta en el techo cotiloideo. La armadura asegura la estabilidad inicial en el polo superior de la cúpula y hace posible la introducción sin trastornos del hueso trasplantado y de cemento, además ayuda a combatir la reducción de volumen por polimerización cuando se emplean cantidades importantes de cemento.

Por otro lado, los resultados a largo plazo del injerto con gránulos de hidroxiapatita, para la deficiencia acetabular, en el reemplazo de cadera de revisión total no son bien conocidos, sin embargo, se han evaluado en copas acetabulares con injerto de hidroxiapatita acetabulares en un mínimo de diez años con tasas de supervivencia fue del 74.2% (intervalo de confianza 95%). Estos resultados sugieren que los resultados a largo plazo del injerto de hidroxiapatita con cemento son alentadores. [4]

Pero realmente no hay evidencia de un método superior de la fijación en las artroplastias de cadera y particularmente del componente acetabular, aun siendo este un procedimiento ortopédico de mucho éxito. En osteoartrosis primaria las prótesis de cadera cementadas serían recomendables en personas con expectativa de vida corta o aquellos de más de 60 años, con calidad de hueso deficiente. Por este motivo (peor calidad en la masa ósea), en mujeres de edad avanzada se recomienda especialmente la cementación. Así en revisiones sistemáticas de investigaciones que intentaban dar luz sobre la superioridad del componente acetabular cementado sobre el no cementado, no la dejan en evidencia, tal que la recomendación sería que el propio cirujano ortopédico tome la decisión indicada en base a las características de los pacientes, conocimientos, experiencias y preferencias. [4]

Hay dos aspectos fundamentales que determinan la durabilidad de una artroplastia total de cadera: la capacidad de fijación de los implantes al hueso y la duración del par articular protésico que ha evolucionado: [5], [9]

- La fijación de los implantes, la superficie articular
- Y el abordaje quirúrgico. Sin embargo, se pueden presentar algunos problemas, como los mencionados a continuación:
 - Pérdida de volumen por polimerización.
 - Pérdida de la resistencia. Cuanto más homogéneo, más resistente.
 - Fragilización por el paso del tiempo. Esto hace que su capacidad para absorber energía y por lo tanto carga dinámica disminuya.
 - Dependencia de la temperatura ambiente. Según la temperatura ambiente, el cemento tarda más o menos en endurecerse. A 20°C se endurece en 9 minutos.
 - Liberación de calor. El calor de polimerización no es tan perjudicial para el hueso como se podría esperar de las temperaturas medidas “*in-Vitro*”.
 - Liberación de monómeros. La importancia práctica de la liberación de monómeros sigue sujeta a discusión, sin embargo, es un hecho que el monómero es tóxico para los tejidos.

- Desintegración del cemento, por trastornos mecánicos en la fase tardía del gel [5][9].

2.2.2 Artroplastia total de cadera no cementada

Las copas hemisféricas acetabulares no cementadas con recubrimiento texturizado de titanio están consideradas el estándar actual para la reconstrucción del acetábulo en artroplastia total de cadera. Dichas copas dependen de una colocación ajustada en el hueso acetabular para su estabilidad inicial, la cual se puede incrementar utilizando tornillos, pernos o aletas, sin embargo, la estabilidad del implante a largo plazo depende de la osteointegración [2]. Tanto los implantes femorales como los acetabulares son considerados de estabilidad biológica y ambos dependen de una adecuada salud ósea del paciente para lograr dicha estabilidad a largo plazo. Por lo general se prefiere utilizar implantes cementados para pacientes ancianos o que presentan alguna condición que pudiera comprometer la capacidad biológica para la estabilización de implantes no cementados (diabetes mellitus, artritis reumatoide, lupus eritematoso sistémico, etc.) [10]. Una de las razones por las que típicamente se solicita implantes cementados para pacientes ancianos, cuya expectativa de vida es menor, es el costo de los implantes ya que tradicionalmente se ha tenido la percepción de que los implantes cementados son de menor costo que los no cementados. Sin embargo, cuando se hace balance de todos los elementos requeridos para obtener mantos de cemento de buena calidad y se considera el mayor tiempo quirúrgico que se requiere para esperar el fraguado del cemento, el costo de ambas técnicas es muy similar, por lo que actualmente la decisión sobre utilizar o no la técnica cementada depende de la experiencia del cirujano [11]. Las prótesis no cementadas implantadas con éxito deben seguir los siguientes principios: [12]

- Excelente estabilidad primaria.
- Superficies osteoinductivas u osteoconductivas.
- Rigidez adaptada del implante. Así el vástago femoral no cementado debe cumplir dos requisitos fundamentales, máxima estabilidad y mínima rigidez.
- La estabilidad debe combatir las fuerzas de torsión que pueden desplazar el tallo, y existe una menor estabilidad torsional si los tallos son curvos.

- La rigidez del vástago, es decir su capacidad de deformación bajo carga, intenta obviar los procesos de remodelado adverso. Los vástagos largos y rígidos producen aumento de las fuerzas aplicadas sobre el mismo, con transferencia de la tensión distal y fuerzas protectoras a nivel proximal con resorción periprotésica. Además, a mayor grosor mayor rigidez. Los tallos más largos y rígidos producen mayor tensión y por tanto mayor tendencia al aflojamiento. La máxima diferencia en cuanto a rigidez se produce a nivel proximal y ello explica por qué la resorción periprotésica tiende a ocurrir más rápida y extensamente a nivel metafisario. El gran relleno proximal también incrementa la rigidez y la defensa antiestrés. La longitud óptima del tallo en prótesis primarias parece ser 100-130 mm [12].

2.2.3 Artroplastia total de cadera híbrida

En el caso de la prótesis híbrida al colocarla se cementa el componente femoral y la parte acetabular se deja sin cementar salvo casos en los que, al intervenir un hueso en mal estado, surge alguna complicación que exige cementación en alguna de sus partes, que como hemos dicho generalmente es el vástago femoral. Ambos componentes han demostrado un porcentaje de fallos muy pequeños a diez años [11]. Muchos son los expertos que han analizado las variables a tener en cuenta a la hora de decidir el tipo de prótesis de cadera, sobre todo en enfermos de osteoartrosis, y las mismas serían: edad, expectativa de vida y calidad de la masa ósea, y sólo en edades avanzadas se podría tener en cuenta el sexo. En los recambios no se necesitaría tener en cuenta ni edad ni sexo. En osteoartrosis primaria las prótesis de cadera cementadas serían recomendables en personas con expectativa de vida corta o aquellos de más de 60 años, con calidad de hueso deficiente. Por este motivo (peor calidad en la masa ósea), en mujeres de edad avanzada se recomienda especialmente la cementación.

El uso de híbridos en el medio actual se suele reservar a casos en los que, al intervenir un hueso en mal estado, surge alguna complicación que exige cementación en alguna de sus partes, generalmente el vástago femoral. Así habitualmente se encuentra indicada en pacientes entre 60 y 70 años con un canal femoral ancho o con formas rectas, pacientes entre

70 y 80 años y pacientes mayores de 80 años con buena calidad de vida muy activos y con buena calidad ósea. Al tratar de los recambios de prótesis de cadera se sugiere que, si la lesión ósea fuera mínima, la decisión se tomase igual que se fuese una sustitución primaria [5]. La artroplastia total de cadera (o sustitución protésica de cadera), se ha convertido en una de las técnicas quirúrgicas que con mayor frecuencia se realiza dentro de la práctica diaria de la cirugía ortopédica. Hasta hace unos años, una sustitución protésica de cadera realizada mediante una técnica convencional a través de cualquiera de las vías de abordaje suponía la realización de una incisión para insertar la prótesis de 15 cm o más, con una severa agresión a los planos musculares y fasciales. Las técnicas convencionales conllevan un postoperatorio largo y doloroso, así como un periodo de rehabilitación extenso [13][2]. El estudio de las prótesis de cadera ha sido una de las principales investigaciones de la biomecánica. Sin embargo, las comparaciones de las prótesis convencionales con las mínimamente invasivas desde un punto de vista numérico-analítico no han sido muy estudiadas. Por ello se ha analizado de forma más detallada, el comportamiento mecánico de una prótesis mínimamente invasiva frente a una convencional [14].

2.3. ANATOMÍA DE LA CADERA

La cadera o la unión coxofemoral es la unión entre el tronco y el sistema locomotor del cuerpo humano, relacionando el fémur con el hueso coxal y sus funciones principales son:

- Soportar el peso corporal
- Orientar el fémur en todas las direcciones posibles

Para facilitar el estudio, el cuerpo humano se considera en cierta posición de referencia, la cual consta de la postura erecta o en pie del cuerpo, de frente a nosotros, con las extremidades superiores pendientes a los lados del tronco y con las palmas de las manos hacia delante; las extremidades inferiores juntas, hacia delante y la cabeza hacia con la mirada hacia enfrente. En estas condiciones se mostrarán a nuestra consideración los siguientes planos que limitan partes correspondientes del cuerpo, a saber:

- El plano transversal es el que divide la parte superior de la inferior, nuestro interés en este plano se sitúa justo donde se ubica la unión coxofemoral.

- El plano sagital divide el cuerpo humano en izquierda y derecha, en nuestro caso de estudio divide la unión coxofemoral izquierda y unión coxofemoral derecha y el plano que divide en anterior (ventral) y posterior (dorsal) es el frontal, que en nuestro enfoque nos permitirá identificar los músculos, articulaciones etc. que tienen acción en esta cara (como en las otras) para el posterior análisis biomecánico de la prótesis.

La identificación de los planos anatómicos es de importancia, ya que los modelos a realizar requerirán del manejo de ellos, así como su implementación e interpretación de datos ya que la cadera tiene movimiento en estos tres planos y brindan los movimientos: flexión-extensión, rotación externa e interna y abducción-aducción.

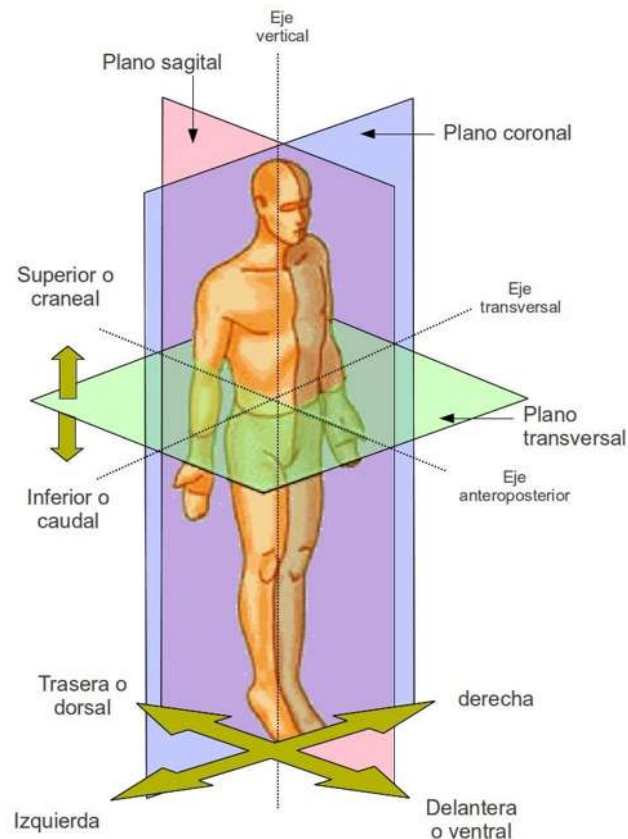


Figura 3 Planimetría anatómica [2]

Enfocándonos en el tema de la anatomía de la cadera, es importante clarificar los conceptos que refieren a ella, entonces debemos decir que la cadera es una articulación esférica que está formada por una cavidad articular llamada acetábulo, que es parte del hueso grande de la pelvis y también la conforma la cabeza del fémur que es esferoidal situada el extremo superior del hueso del muslo. La pelvis funge como intermediario, a través de ella se realiza la unión del miembro superior del cuerpo humano con el miembro inferior, la cadera entonces es la unión del hueso fémur a la pelvis por medio de la cabeza femoral que embona en el acetábulo de la pelvis.[2]

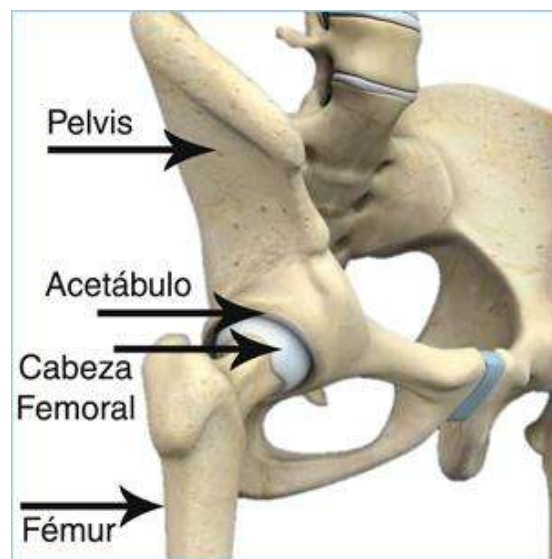


Figura 4 Componentes principales de la unión fémur-pelvis [45]

En la figura 5 podremos observar la posición de los elementos principales que brindan la articulación de la cadera y posteriormente una breve descripción de ellos.

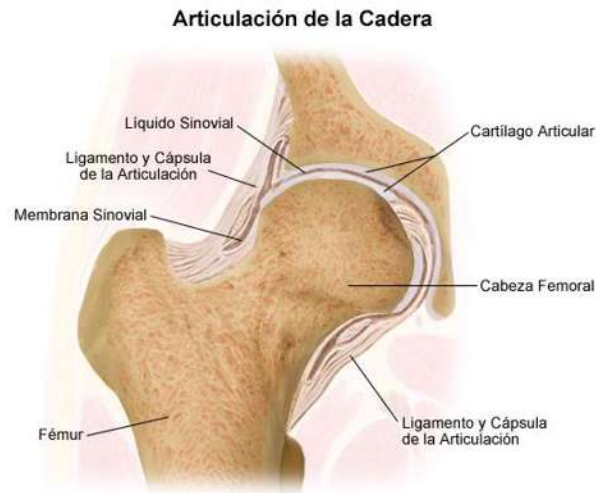


Figura 5 Articulación de la cadera [15]

El acetábulo y las superficies óseas de la cabeza femoral están cubiertos con cartílago articular, que es un tejido de característica suave que reviste y amortigua los extremos de los huesos lo que les permite moverse adecuadamente.

La membrana sinovial es otro componente de la cadera, es un tejido fino que rodea la articulación de la cadera esta se encarga de generar cierta cantidad de líquido lubricante del cartílago para eliminar la fricción durante el movimiento de la cadera.

Un componente adicional son los ligamentos, que son tejidos elásticos que conectan la cabeza femoral a la cavidad (acetabular) que le brindan la estabilidad a la articulación.

Es importante conocer la anatomía de la cadera, ya que en nuestro análisis tendremos que tomar en cuenta la influencia de algunos de los componentes como factores que intervienen directamente con el caso de estudio.

2.4. HISTORIA DE LA PRÓTESIS DE CADERA

La especie humana ha padecido desde siempre problemas articulares degenerativos como lo atestiguan los hallazgos paleontológicos. Sin embargo, la historia médica para tratar la artrosis se inicia en el siglo XIX y ha transitado por cinco grandes períodos que fueron

marcados por hitos que transformaron la visión de su tratamiento[16]. Acorde a lo anterior, dividimos su análisis en las siguientes etapas: primera, la bioartroplástica; segunda, la prealoartroplástica; tercera, la del desarrollo temprano de la aloartroplastía endoprotésica; cuarta, la etapa de transición entre cemento y artroplastia moderna.

2.4.1 Primera etapa. Bioartroplástica

La primera etapa ocurrió en el siglo XIX y principios del XX; la llamaremos etapa bioartroplástica. En ella se buscaba solucionar la falta de movilidad articular, el dolor y la discapacidad resultante en casos avanzados, utilizando recursos médico-biológicos no aloartroplásticos como fueron: [16] La movilización forzada bajo anestesia

- Las artroplastias de interposición biológica
- Las artrólisis, queilectomías y limpiezas articulares
- Las artroplastias no aloartroplásticas reconstructivas y mutilantes (artroplastias pseudoartrósicas y resecciones artroplásticas de la cabeza femoral).

Las formas de tratamiento antes mencionadas fueron utilizadas en su tiempo debido a la falta de comprensión de la naturaleza del origen del problema, a la carencia de un cabal conocimiento de la biomecánica y al escaso desarrollo biotecnológico, entre otros factores.

2.4.2. Segunda etapa. Osteotomías reconstructivas no artroplásticas

Las osteotomías reconstructivas no artroplásticas deben considerarse como uno de los grandes hitos en el tratamiento de enfermedades de la cadera. Antes de ellas los resultados de los diferentes tipos de tratamiento fueron francamente malos. Con este tipo de osteotomías, sobre todo las propuestas por Pauwels[16], se despertó una gran esperanza para resolver las afectaciones coxofemorales de una manera no aloartroplástica, sobre todo en las afecciones de naturaleza degenerativa. Estas osteotomías se describieron para el fémur y para el hueso innominado. Ésta es su historia:

2.4.2.1. Osteotomías femorales

Lorenz, Whitman, Colonna, *et. al.* [16], desarrollaron diversos tipos de osteotomías femorales bajo el fundamento de utilizar el extremo femoral proximal como un vástago, cuyo punto de apoyo se situaba en el acetábulo. Antes de la aparición de los implantes protésicos, estos tipos de osteotomías femorales fueron muy populares. Desafortunadamente, este tipo de cirugías ofrecían malos resultados en movilidad, control del dolor y funcionalidad, por lo que dejaron de usarse.

Como se ha mencionado, un hito en este tipo de tratamientos fueron las osteotomías impulsadas por Friedrich Pauwels[16]. Este autor propuso enfrentar el problema desde un punto de vista biomecánico, conservando, no mutilando la articulación, sólo cambiando la orientación anatómica del extremo femoral proximal con una perspectiva biomecánica de recuperación del cartílago articular.

El recuento histórico de este tratamiento se inicia en 1935 cuando Pauwels [16] describe la osteotomía femoral varizante que posteriormente evolucionaría a otro tipo de osteotomías (Figura 6). Este autor fue seguido por Maquet, Bombelli, [16] (Figura 7), quienes clasificaron y fundamentaron el tipo de osteotomía que se debería efectuar con fuertes bases biomecánicas.

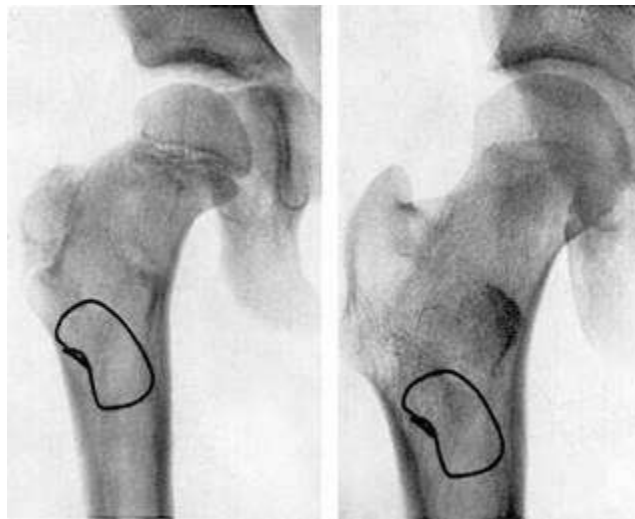


Figura 6 Osteotomía tipo Pauwels.[16]

Estas osteotomías poseen indudable valor en ciertos casos, pero también tienen la desventaja de que la respuesta favorable depende de diversos factores. Destacan entre otros la etiología, el somatotipo que cada individuo presenta como respuesta individual ante la enfermedad, el grado de deterioro articular y el tipo de osteotomía más apropiada para cada caso. Por estas dificultades sus resultados no han podido ser homogéneos, sobre todo en casos avanzados.

En últimas fechas y gracias al avance de las aloartroplastías endoprotésicas que ofrecen resultados mucho más homogéneos, ya son pocos los cirujanos que prescriben este tipo de tratamiento como elección primaria para el tratamiento de la coxartrosis; sin embargo, sigue teniendo valor en cirugía profiláctica o en casos con afectaciones incipientes.

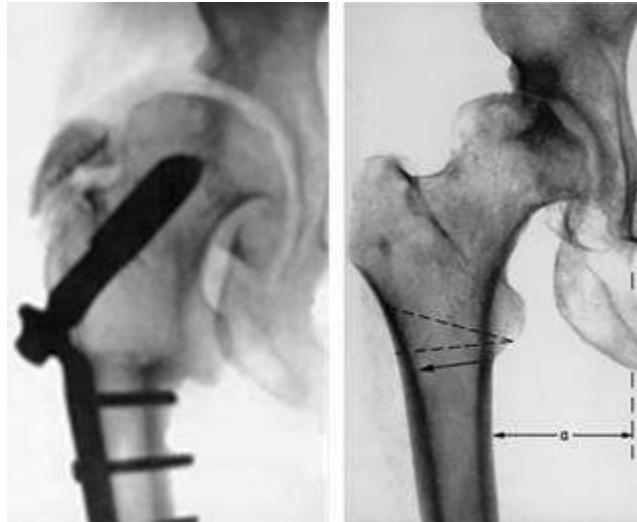


Figura 7 Osteotomía valgo extensora de R. Bombelli. [16]

2.4.2.2. Osteotomías pélvicas

Las osteotomías pélvicas fueron ideadas principalmente para resolver el grave problema de las secuelas de una luxación congénita de la cadera no tratada o insuficientemente tratada. Han sido varios los autores [16] que han contribuido con su experiencia y talento ideando diversos tipos de osteotomías (Figura 8 Figura 9). El objetivo de éstas es reorientar el

acetábulo en relación con la cabeza femoral, proporcionando cobertura y contención adecuada a la cabeza del fémur.

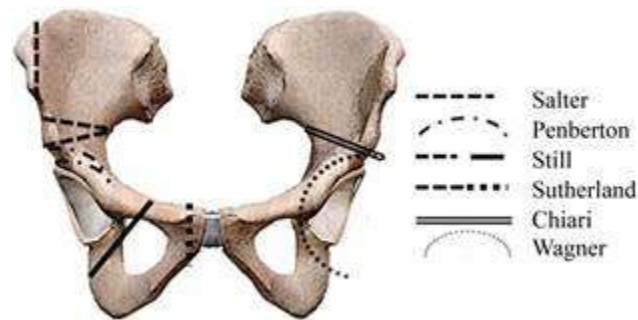


Figura 8 Diversos tipos de osteotomías pélvicas. [16]

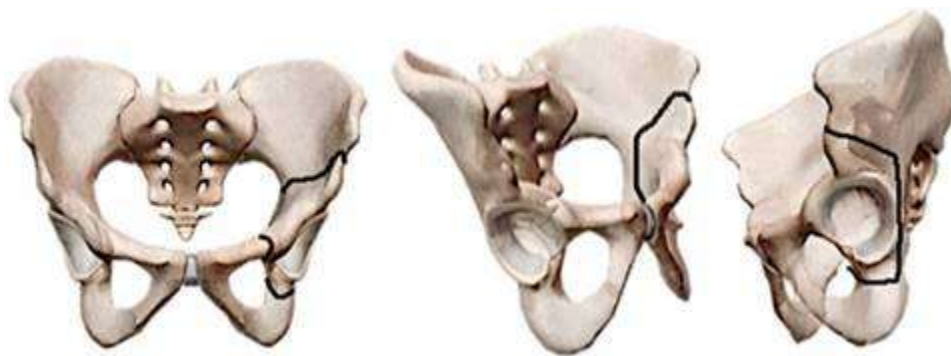


Figura 9 Osteotomía de Ganz. [16]

El pionero del tratamiento con osteotomías pélvicas fue Robert Bruce Salter[17], quien en 1961 hacía un corte de osteotomía supraacetabular en cuña en niños e introducía en ella un injerto óseo autólogo tomado de la cresta ilíaca para mantener la posición del acetábulo reorientado. Se usa como fulcro la sínfisis púbica.

La idea de reorientación acetabular de Salter [17] fue seguida por diversos autores. David Hollingworth Sutherland [18] en 1977 modificó la técnica de Salter [17] al agregar al tradicional corte supraacetabular en ilíaco una osteotomía adicional cerca de la sínfisis del pubis. Llamó a esta técnica “doble osteotomía innominada”.

Después de la innovación de Sutherland, quien propuso una doble osteotomía, Howard H. Steel [19] siguió el mismo principio, pero lo hizo efectuando una triple osteotomía,

osteotomizando el ilíaco, el isquion y el pubis separadamente. A esta técnica la llamó «triple osteotomía innominada». Esto ocurrió en 1973 (Figura 10).

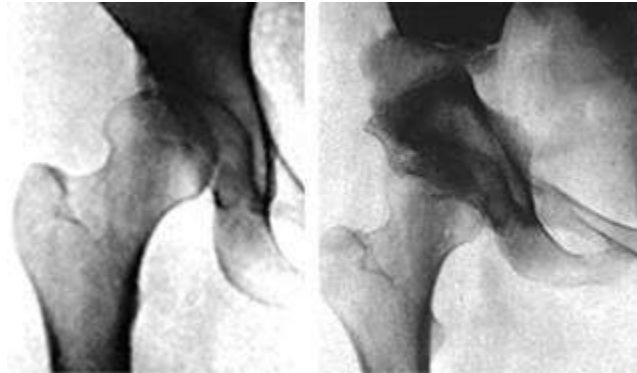


Figura 10 Triple osteotomía de Steel. [16]

Más tarde en 1981, Dietrich Tönnis [20], hizo modificaciones a la técnica de triple osteotomía de Steel, proponiendo que los cortes de osteotomía no deben hacerse alejados de la articulación, sino por el contrario, lo más cerca posible. Con esta modificación buscó disminuir la limitante en la movilización del fragmento acetabular, que era ocasionada por los tejidos blandos que actúan como una brida dificultando su movilización, como ocurría con las osteotomías de Sutherland y Steel. La llamó «triple osteotomía yuxtaarticular» (Figura 11).



Figura 11 Triple osteotomía yuxtaarticular de Tönnis. [16]

Desafortunadamente, en las osteotomías anteriores que cortan el hueso innominado en diferentes partes, ya sea cerca o lejos de la articulación, los tejidos blandos que se insertan rodeando el acetábulo actúan como una auténtica correa o brida que limita el grado de corrección deseada y pueden llevar a inestabilidad del fragmento acetabular libre. Otro problema es que irrumpen la columna y muro posterior desfigurando el anillo pélvico. La gran limitante de estas osteotomías (a excepción de las periacetabulares que trataremos más adelante) es que están diseñadas para efectuarse principalmente en niños, ya que éstos tienen los centros de cartílago de crecimiento abiertos en el cartílago trirradiado. Aunque se han intentado en adultos, sus resultados a largo plazo no son los esperados. Basta con mencionar a Peters *et. al.* [21], quienes siguieron a 50 pacientes adultos por un período de nueve años que habían sido osteotomizados con la técnica de Steel y encontraron una tasa de falla de 27%.

En 1955 Karl Chiari [22] ideó una osteotomía que tiene un concepto totalmente diferente al resto de las osteotomías existentes en esa época para el tratamiento de la displasia acetabular. El procedimiento consiste en efectuar una osteotomía ilíaca supraacetabular completa, que permita el desplazamiento el fragmento inferior (trasfondo-cabeza) medialmente y el superior lateralmente. Esto produce una disminución del brazo de palanca medial y un aumento en la cobertura a la cabeza femoral por el fragmento ilíaco superior. El resto de la pelvis queda en su lugar de origen (Figura 12). El requisito indispensable es interponer la cápsula articular entre el fragmento superior desplazado y la cabeza femoral, la cual sufriría una metaplasia a fibrocartílago. Aunque desfigura el anillo pélvico, esta osteotomía fue muy popular, ya que técnicamente es muy fácil de hacer; sin embargo, con la aparición de las osteotomías periacetabulares y las prótesis de cadera prácticamente se ha abandonado.



Figura 12 Osteotomía de Chiari. [16]

Un hito en el tratamiento de la displasia acetabular en adultos con osteotomías fue el desarrollo de las osteotomías periacetabulares sin irrupción del anillo pélvico; los máximos representantes en este tipo de osteotomías fueron Heins Wagner [23] y Reynold Ganz [24].

Wagner [23], en 1978 contribuyó de manera importante a este concepto con su osteotomía esférica periacetabular. Las osteotomías periacetabulares en general tienen la enorme ventaja de que no irrumpen la columna ni el muro posterior, dejando intacto el anillo pélvico. Por lo anterior, es mucho mejor la estabilidad que se obtiene en el fragmento libre acetabular osteotomizado. Otra ventaja es que se facilita el grado de cobertura de la cabeza femoral, y ya no se tiene la limitación de la movilización del fragmento acetabular al no intervenir de manera importante los tejidos blandos. Por lo anterior, se pueden obtener mucho mejores correcciones.

Sin duda, el que más contribuyó a la idea de las osteotomías periacetabulares fue Reynold Ganz [24], quien describió una osteotomía periacetabular que nombró «osteotomía bernesa» (Figura 12 y Figura 16). A esta osteotomía se le considera en la actualidad el estándar de oro para corregir las secuelas de las displasias acetabulares. Desafortunadamente, no es de utilidad cuando se aplica en casos avanzados de coxartrosis.



Figura 13 Osteotomía periacetabular bernesa. [16]

Los tratamientos con osteotomías ensayados en la primera y segunda etapas de su historia fueron ampliamente superados con el desarrollo de los procedimientos aloartroplásticos endoprotésicos. Sin embargo, como ya se ha dicho, algunos de estos tratamientos (en especial las osteotomías periacetabulares en adultos) funcionan mejor en etapas tempranas de la enfermedad y aún son muy utilizados. El resto de las osteotomías no periacetabulares actualmente se prescriben en forma muy limitada en adultos, sobre todo cuando padecen afectaciones avanzadas.

2.4.3 Tercera etapa. Desarrollo temprano de la artroplastia protésica

A esta etapa la llamaremos «del desarrollo temprano de la artroplastia» y tiene lugar a finales del siglo XIX. Esta etapa se caracteriza por utilizar materiales extraños (aloartroplásticos) para interponerlos en la articulación; en un inicio se utilizó madera, caucho, marfil y vidrio. La madera nunca se interpuso en la articulación de cadera, sólo se empleó en la articulación temporomandibular. En 1919 Relbet [25], utilizó material de interposición de caucho reforzado en cadera; por su parte Gluck [26] en 1890 utilizó el marfil; Smith-Petersen [27], en 1948 y los hermanos Robert y Jean Judet [28], en 1950 usaron el vidrio.

Entre los años 1923 y 1938, Marius Nygaard Smith-Petersen y colegas [29] buscaron materiales más resistentes a la fractura, ya que, aunque el vidrio común es muy

biocompatible, desafortunadamente es muy frágil. En su búsqueda usaron vidrios más resistentes, por ejemplo, el Pyrex. También trataron con materiales poliméricos tales como el celuloide, el fenolformaldehído o baquelita y la formica. Con estos materiales los resultados fueron poco satisfactorios, ya que, aunque más resistentes, ocasionaban severas reacciones adversas locales.

Un hito en la historia de las artroplastias endoprotéticas aconteció en 1937 cuando Venable y colaboradores [30] publicaron un estudio en el que analizaron por primera vez de manera sistemática el comportamiento electrolítico sobre el hueso y tejidos blandos de diversos metales puros (aluminio, cobre, hierro, níquel, plomo, oro, magnesio, plata, acero inoxidable) y de otras aleaciones. Estos autores concluyeron que la aleación de cobalto (65%), cromo (30%) y molibdeno (5%) (registrado con el nombre de Vitallium) fue superior a los otros materiales metálicos estudiados en cuanto a biocompatibilidad, resistencia a la corrosión, propiedades mecánicas y ausencia de reacciones adversas en tejidos periprotésicos. Asimismo, establecieron los estándares que deberían poseer futuras aleaciones metálicas para ser usadas en cirugía articular y en otros tipos de implantes. Dos años después Venable, trabajando en compañía de Harold Bohlman [16], diseñó un implante para reemplazar la cabeza femoral (no sólo recubrirla) uniéndola a un pequeño clavo intramedular, siendo ambos los pioneros de las actuales hemiartroplastías.

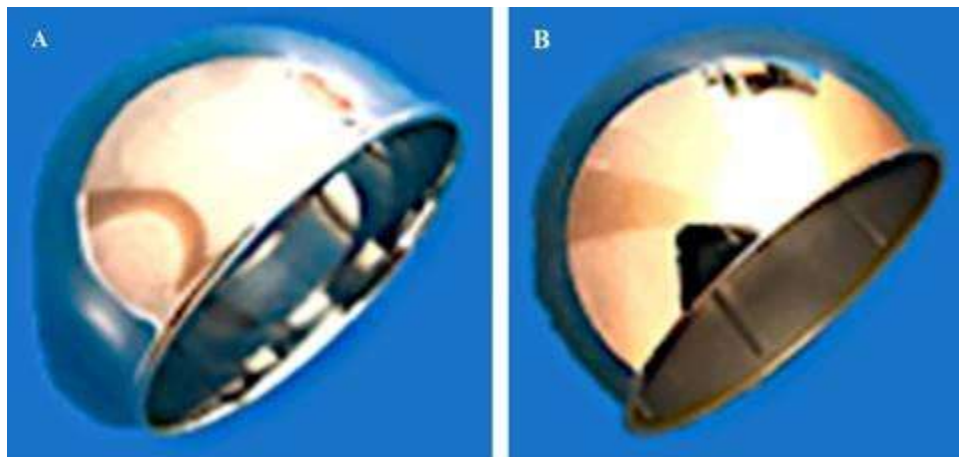


Figura 14 A) Copa de resuperficialización de Smith-Petersen. B) Copa de resuperficialización de Otto E. Aufranc. [16]

Gracias a las aportaciones de Venable y colaboradores [30] surgió la idea de una copa metálica para recubrir la cabeza femoral. Aunque se le atribuye a Marius Nygaard «Mads» Smith-Petersen [27], el inicio de la aplicación clínica de este importante paso (Figura 14 A) es Rehn [31], quien años atrás, en 1930, probablemente efectuó la primera artroplastia de interposición de este tipo. Sin embargo, debe reconocerse que Smith-Petersen [29] fue quien popularizó la técnica de artroplastia de interposición (Figura 15). Este hecho dio origen a la etapa del desarrollo temprano de la aloartroplastia no cementada entre los años 40 y 50.



Figura 15 Prótesis de Willes (primera prótesis total metal-metal). [16]

Poco tiempo más tarde, Otto E. Aufranc [16] (Figura 14B) modificó la copa de Smith-Petersen [29] eliminando el reborde de esta copa para hacerla completamente hemisférica. Al eliminar el reborde que generaba a menudo adherencias entre la copa y el acetábulo (que quedaba atrapado e inmóvil), se permitía una micromovilidad dolorosa en la interfase entre el muñón femoral y el implante. Con esta modificación se mejoraron sus resultados en grandes series. El diseño de Aufranc [16] armonizó en curvas coincidentes las superficies interior y exterior para que confluyeran en el borde exterior de la copa. Con esta idea diversos autores han diseñado copas similares.

A pesar de las altas tasas de éxito a corto plazo informadas por Aufranc [16], la tasa general de fracaso a mediano y largo plazo se mantuvo alta. La popularidad de este tipo de artroplastia

duró hasta la década de los 60 cuando prácticamente se abandonó. Las causas del abandono se debieron a la elevada tasa de necrosis aséptica de la cabeza femoral, a la fijación no estable de la copa que causaba micromovilidad dolorosa (no había aparecido el cemento óseo) y a que muchos pacientes con sobrevida larga no eran buenos candidatos para el empleo de estas prótesis.

Otro hito en el desarrollo de la artroplastia endoprotésica de la cadera ocurrió en 1938 cuando Phillip Willes [32] implantó en Londres la primera artroplastia total de cadera no cementada utilizando componentes de acero inoxidable (Figura 15). Antes de este hecho es importante dar crédito a Gluck, [26] quien tiempo atrás (1890) implantó por primera vez cuerpos extraños en forma de prótesis total fabricados con una cabeza y una cuenca de marfil. Estos implantes se fijaban con un material plástico que él ideó (aún no existía el cemento para hueso).

Regresando a la prótesis de Willes [32] la estabilidad se aseguraba a través de una placa atornillada extramedularmente en superficie lateral de la diáfisis femoral. El acetábulo se estabilizaba mediante una extensión con tres bucles donde se fijaba con tornillos (Figura 8). Insistimos en recordar que aún no aparecía el cemento para hueso. La prótesis de Willes [32] ha servido de inspiración para otros implantes similares como la prótesis Thrust-Plate® [16] que fue diseñada por Huggler y Jacob [16] en 1978 (Figura 16). Aunque ya no se fabrica, sus resultados a largo plazo (de 15 a 20 años) han sido satisfactorios según un informe publicado en 2016.



Figura 16 Thrust-Plate® hip prostheses. [16]

El siguiente hito ocurrió en 1943, cuando Moore y Bohlman[16], trabajando en Austenal Labs (que se convertiría más tarde en Howmedica), diseñan una prótesis que invade el espacio intramedular metadiafisiario con vástagos formales (no sólo con «espigas»), con el fin de mejorar la estabilidad del implante. Hasta antes de esta propuesta, ninguna prótesis invadía el espacio intramedular con el concepto de estos autores. La prótesis de Moore[16] (Figura 17A) fue modificada por el mismo autor y el diseño final cuenta con perforaciones a nivel de su tercio proximal para facilitar la fijación por crecimiento óseo por invasión en esos sitios. Casi al mismo tiempo Fred Thompson e Irwing S. Leinbach [33] presentan otros modelos de hemiprótesis no cementada con invasión endóstica del fémur (Figura 17 B y C).



Figura 17 A) Evolución de los modelos de la prótesis de Moore. B) Prótesis de Thompson. C) Prótesis de Irwing S. Leinbach. [16]

De manera simultánea a la introducción de las hemiprótesis con vástagos que invaden francamente el endostio metadiafisiario, se desarrollan las primeras prótesis «ultracortas» que tienen un vástago que sólo invade el cuello y parte de la metáfisis proximal. Los argumentos para utilizar estos diseños fue que por experiencia clínica acumulada con las copas de recubrimiento tipo Smith-Petersen [27], se sabía que con estas copas no se obtenía una estabilidad satisfactoria, por lo que se diseñaron estos implantes ultracortos con la esperanza de que con un vástago intraóseo cérvico-metafisario se pudiera obtener una mejor estabilidad. Así, en 1950 los hermanos Robert y Jean Judet [28] proponen el diseño de prótesis con «vástagos ultracortos». Estas prótesis fueron fabricadas en un inicio con vidrio y posteriormente con el plástico acrílico (Plexiglás) (Figura 18A y B). Poco tiempo después

otros autores, incluyendo a Thompson [34], diseñan modelos similares fabricados con Vitalium® (Figura 18C y Figura 19).

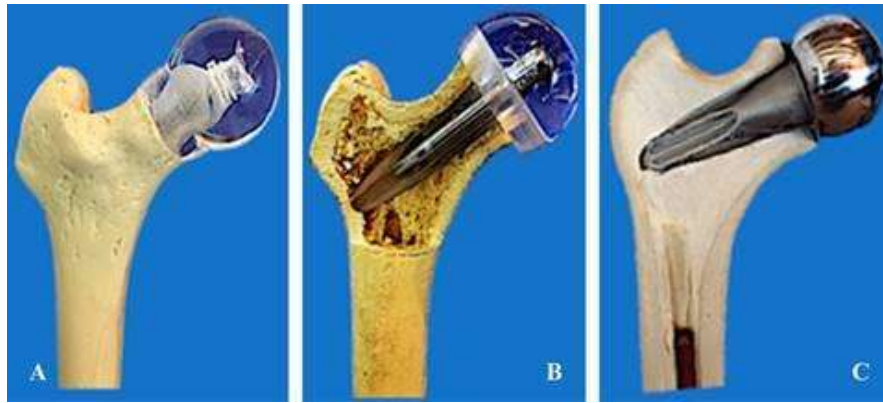


Figura 18 A) Prótesis de Judet (vidrio). B) Prótesis de Judet (Plexiglas®). C) Prótesis de Thompson (Co-Cr-Mo). [16]

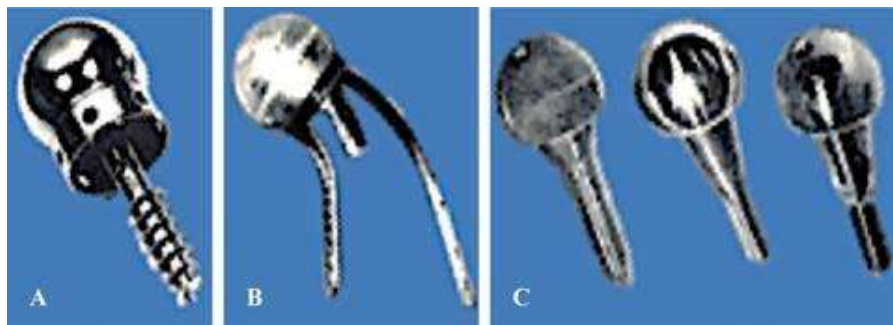


Figura 19 A) Modelo Zanoli. B) Modelo Mariano-Zuco. C) Modelos propuestos por Thompson. [16]

Ya se ha mencionado que las prótesis de recubrimiento usadas hasta entonces no proporcionaban una estabilidad adecuada. Charles O. Townley[16] agrega un largo y delgado vástago intramedular a las copas de recubrimiento (Figura 20A) para intentar ofrecer mayor estabilidad. Este modelo fue sustituido por el mismo autor con otros prototipos (Figura 20B y C). Aunque esta idea mejoró la estabilidad, no fue capaz de resolver el problema de aflojamiento aséptico a mediano y largo plazo.

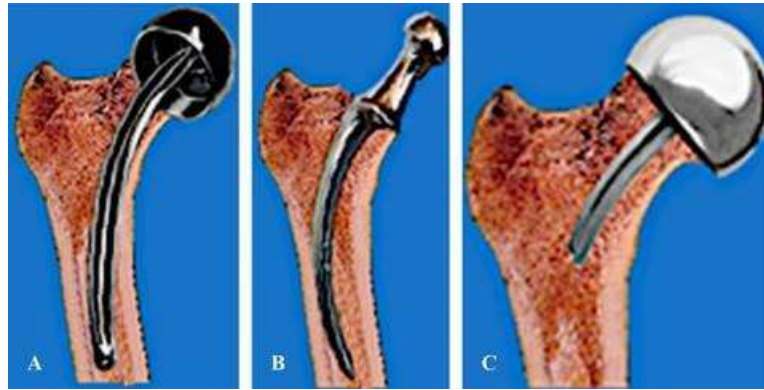


Figura 20 Prótesis de Townley. A) Modelo de recubrimiento. B) Modelo para prótesis total. C) Modelo actual. [16]

Ya que los modelos iniciales de las prótesis con vástagos ultracortos o cortos tuvieron muy poca aceptación, la comunidad médica buscó alternativas más seguras en cuanto a estabilidad y longevidad a largo plazo. En esta búsqueda, en 1966 George Kenneth «Ken» McKee y John Watson Farrar [35] presentaron un diseño de prótesis total fabricado en Vitalium® que ofrecía una alternativa diferente a las hemiprótesis hasta esa época empleadas (Figura 21). Esta idea marcó el inicio de las prótesis totales no cementadas metal-metal.



Figura 21 Prótesis de McKee-Farrar (primera generación). [16]

En su propuesta de diseño, McKee y Farrar [35] incorporaban un acetábulo metálico a un vástago femoral con cuello delgado (modelo Thompson). El modelo del vástago Thompson tiene un cuello delgado que disminuye la posibilidad de colisión entre el cuello femoral óseo con el borde del acetábulo. Hay que recordar que el cuello óseo nativo debía conservarse en los vástagos cortos empleados en esa época.

En pleno auge del concepto de prótesis totales y tribología metal-metal, «Ken» McKee y Watson-Farrar [35] hacen una serie de intentos para desarrollar una prótesis total metal-metal donde el principal problema era la estabilidad acetabular. En su último y tercer intento diseñaron un acetábulo provisto de un tornillo que roscaban en el acetábulo (**¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.A**), con lo cual se buscó resolver la inestabilidad del acetábulo diseñado por ellos años a atrás. [36] Como contraparte continuaron empleando un vástago tipo Thompson no cementado. En 1970 adoptan el cemento óseo como medio de fijación, mejorando considerablemente los resultados de esta prótesis [16]. En esa misma época (1968), Peter A. Ring [36], desarrolla un acetábulo muy parecido a el propuesto por McKee y Farrar (acetábulo roscado en ilíaco) [35] pero utiliza como contraparte femoral un vástago tipo Moore, obteniendo mucho mejores resultados que los alcanzados por McKee con el vástago modelo Thompson (**¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.B**).



Figura 22 A) Prótesis de McKee-Farrar (segunda generación). B) Prótesis de Peter A. Ring. [28]

En la búsqueda por mejorar el funcionamiento de las artroplastias protésicas totales no cementadas, en 1960 Siwash[16] en la entonces Unión Soviética desarrolla una prótesis que fue muy popular en los países del Este (Figura 23A). La prótesis de Siwash es muy parecida a la prótesis rumana «Etropal» que se fabricaba en Ti-Al6-Va4 y se fijaba con o sin cemento. La prótesis Etropal fue usada en Cuba, pero fue abandonada por producir severas metalosis.

Nunca se usó en México. En Francia, los hermanos Judet [28] propusieron otro modelo similar, pero fabricado en Co-Cr-Ni-Mo con recubrimiento en forma de cráteres (Figura 23 B y C). Sus resultados pronto fueron superados por otros diseños.

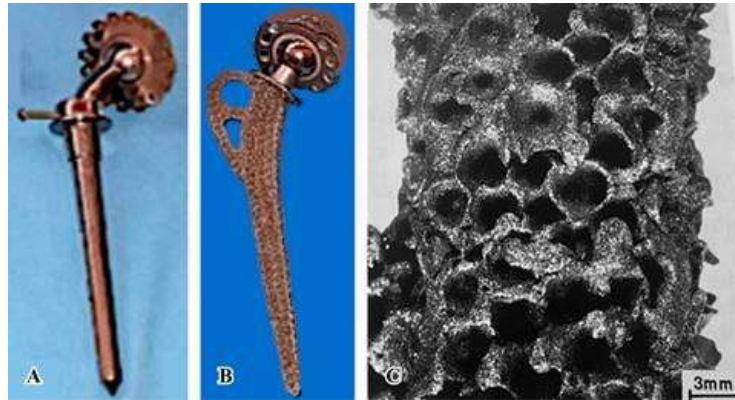


Figura 23 A) Prótesis de Siwash. B) Prótesis de Judet. C) Recubrimiento en cráteres de Judet. [16]

Lo más importante que nos heredó esta etapa fue que se establecieron los principios que dieron paso a la fijación no cementada contemporánea.[16]

2.4.4 Etapa transicional del cemento al no cemento

La transición entre la tercera y cuarta etapa se inicia en 1960, fecha en que John Charnley[16] introduce: a) la fijación cementada, b) el uso de polietileno y c) el diseño de prótesis totales para cementar. Este hecho revolucionó la historia de la aloartroplastía y permitió la masificación de este procedimiento que, bajo una constante actualización, sigue vigente.

Cabe mencionar que a causa de que la “*Food and Drug Administration (FDA)*” en Estados Unidos no aprobó el cemento óseo sino hasta principios de los años 70, casi todos los implantes colocados en ese país antes de esa fecha fueron no cementados. Esto no aconteció en países latinoamericanos, incluyendo México, que utilizaron el cemento óseo antes de que fuese aprobado por la FDA.

2.5. HISTORIA DEL CEMENTO

El primer ácido acrílico fue creado en 1843. El ácido metacrílico derivado del ácido acrílico se formuló en 1865. La reacción entre ácido metacrílico y el metanol dio como resultado el éster metacrilato de metilo. En 1877 el químico alemán Wilhelm Rudolph Fittig[16] descubrió el proceso de polimerización que convierte el metacrilato de metilo en metacrilato de polimetilo (PMMA). En 1902 Rohm[16] patenta el PMMA como material plástico para lanzarlo al mercado en 1933 con la marca Plexiglas®. Este material fue muy usado en la Segunda Guerra Mundial para fabricar periscopios de submarinos y cabinas en aviones de combate, entre otras aplicaciones. Tres años más tarde, Kulzer [16] patenta una masa curable por calor para uso dental y fabricación de placas para cubrir defectos craneales. En 1943 el mismo Kulzer y Degussa[16] patentan una masa curable, pero a temperatura ambiente. En 1949 los hermanos Judet utilizan el Plexiglas® para fabricar prótesis de cadera en sustitución del vidrio común. A principios de los años 70 la FDA autoriza en Estados Unidos el PMMA como material de uso médico. Casi 20 años después (1972) en Hamburgo, Hans Wilhelm Buchholz⁴⁸ agrega gentamicina al PMMA y Merck lo comercializa. Por último, en 1996, Tecres (Italia)[37] introduce en el mercado el primer espaciador preformado adicionado con gentamicina. Cabe mencionar que el cemento óseo forma parte de una gran industria y aunque todos tienen casi la misma base química, su tecnología de fabricación, densidad, formas de mezclado, tiempo de espera, técnica de aplicación, tiempo de curado y medicación con antimicrobianos son diferentes [37].

CAPÍTULO 3. REDISEÑO DE PRÓTESIS

El artículo titulado “Análisis Biomecánico de una Prótesis de Cadera mediante Elementos Finitos” de K. Hernández-Romero *et. al* [2], es el que da base a esta investigación. En ese artículo se recabó información del diseño de la prótesis personalizada, de un paciente anónimo con un peso de 75 kg, hospitalizado en el Instituto Mexicano del Seguro Social y que donó sus imágenes médicas para realizar el artículo. En el cual se obtuvo un modelo tridimensional del hueso fémur con dichas imágenes y mediante segmentación de cada corte tomográfico en 3DSlicer (3Dslicer.org, Boston, MA). Derivado de dicha segmentación, se conocieron las medidas del perfil del hueso que permitieron crear las geometrías del modelo de prótesis. Las geometrías se desarrollaron con curvas SPLINE a través de la plataforma de diseño en la nube llamada Onshape.

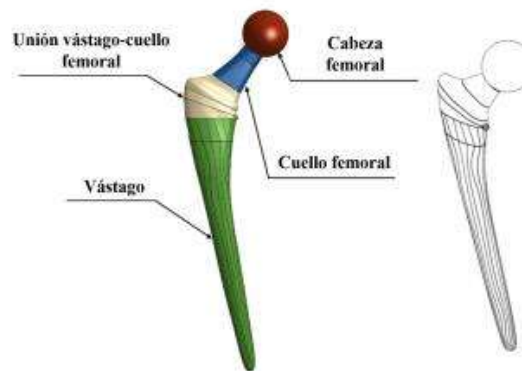


Figura 24 Tomada de Análisis Biomecánico de una Prótesis de Cadera mediante Elementos. Fuente:[2]

Debido a que la osteoporosis es uno de los problemas más frecuentes en adultos mayores, la prótesis cementada es una de las mejores opciones para estos casos, ya que el hueso se vuelve poroso y el cemento óseo ayuda a sujetar la prótesis al hueso y también no se requieren de grandes esfuerzos, ya que en su mayoría son utilizadas en adultos mayores.



Figura 25 Prótesis modificada.

En el presente trabajo se realizaron modificaciones al modelo ya obtenido como se muestra en la Figura 25, Se realizaron perforaciones en diferentes elementos de la prótesis, esto con el fin de lograr que la prótesis sea de menor peso. Estas perforaciones también tienen el propósito de que el cemento que se pueda incursionar mejor en la prótesis y esta quede fija al hueso. La primera perforación que se realizó fue en la unión vástago-cuello femoral de la prótesis, como se muestra en la Figura 27.



Figura 26 Perforación en la unión vástago-cuello.

La unión vástago-cuello femoral tiene una altura total de 20 mm, está compuesta por 3 perfiles del cuello femoral (PCF) unidos desde su perfil inferior PCF1 con el perfil superior del vástago PV5.

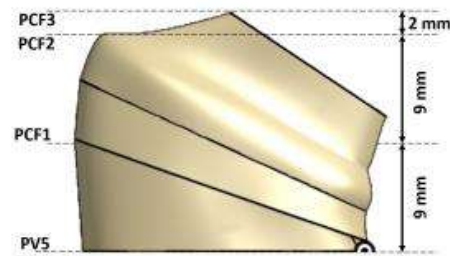


Figura 27 Tomada de Análisis Biomecánico de una Prótesis de Cadera mediante Elementos. Fuente: [2]

Las siguientes dos perforaciones se hicieron en vástago de la prótesis como se muestra en la Figura 28.



Figura 28 Perforaciones en vástago.

El vástago es el elemento que va injertado en el hueso fémur por medio de interferencia y es el único elemento con variación en los dos modelos de prótesis. Para el modelo sólido se requieren los 5 perfiles del vástago (PV) externos enumerados del 1 al 5 (PV1 al PV5) unidos en una sola parte totalmente sólida.

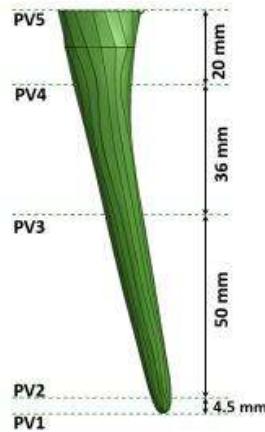


Figura 29 Tomada de Análisis Biomecánico de una Prótesis de Cadera mediante Elementos. Fuente: [2]

3.1 ANÁLISIS BIOMECÁNICO

El análisis biomecánico de la prótesis creada fue realizado en SimScale, una plataforma de análisis en la nube vinculada con Onshape. Para realizar el estudio biomecánico se consideraron los siguientes tópicos:

Geometría: Modelo sólido en una sola parte realizado en Onshape.

- a) Malla: La malla seleccionada a través de un análisis de sensibilidad de todos los tamaños de malla que ofrece SimScale.
- b) Material: De los materiales seleccionados para este estudio, los datos de interés son las características mecánicas de cada uno (densidad, módulo de Young, módulo de Poisson y para posteriores comparaciones el último esfuerzo a la tensión y límite elástico).
- c) Cargas: La carga principal es el peso de la persona en forma de fuerza que actúa sobre la articulación de la cadera, misma que es descompuesta en sus componentes x, y, z bajo la influencia de la realización de una actividad.
- d) Restricciones: Se fijó el vástago en su parte inferior y en la parte superior de la cabeza femoral se aplicó la carga.

Las actividades para analizar el comportamiento del modelo de prótesis, simulando actividades cotidianas son: caminar, de pie, andar en bicicleta, levantarse, subir escaleras, bajar escaleras, sentarse y, trotar [3]. Se realizaron 24 simulaciones en SimScale; donde 8 de ellas sólo se realizaron para la selección de mallado óptimo, las restantes corresponden a 8 condiciones de prueba para el modelo de prótesis sólido, estas a su vez realizadas con 3 materiales distintos.

3.2 SELECCIÓN DE MALLADO

Las simulaciones se realizaron con la forma tetraédrico dominante, con los tamaños de malla que van desde 31,919 hasta 186,988 de elementos con el modelo de prótesis sólido, para poder seleccionar la que aporta mayor precisión sin implicar un costo computacional alto. Se realizó un análisis de sensibilidad que consistió en evaluar la densidad del mallado, es decir el número de elementos que conforman cada una de las mallas. Posteriormente se contrastaron los resultados del esfuerzo máximo de von Mises para seleccionar la densidad que ofrece una variación en los resultados inferior al 0.01 de error y brinde el menor tiempo de cómputo. En la Figura 30 se encuentran graficados el número de elementos tetraédricos en el eje horizontal, contra los valores del esfuerzo máximo de von Mises expresado en pascasles en el eje vertical. De los 8 tamaños de malla graficados se optó por la malla con 186,988 de elementos tetraédricos, 38,992 nodos y con un valor de von Mises de 3.762×10^8 Pa.

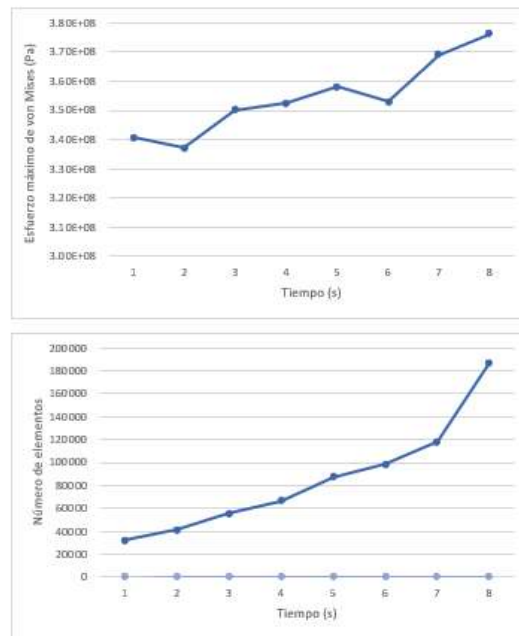


Figura 30 Gráfico de análisis de sensibilidad del mallado. Esfuerzo de von Mises y número de elementos contra tiempo.

3.3 MATERIALES SELECCIONADOS PARA EL ANÁLISIS BIOMECÁNICO

Los materiales seleccionados pertenecen a la familia de los biomateriales con aplicación específica para prótesis de cadera, debido a sus propiedades fisicoquímicas y mecánicas que son Ti-6Al-4V, 316-L y el L-605. Se tomó como referencia los valores de las propiedades mecánicas con los cuales autores como A. Maiques Oltra [4], R. E. Arellano Guerrero [5], K. B. Hazlehurst [6], O. Martel [7], P. Losa Zapico [8], Changning Sun [9], entre otros, han realizado sus simulaciones de prótesis de cadera para obtener resultados equiparables (Tabla 1).

Tabla 1 Propiedades mecánicas de los materiales seleccionados para realizar los análisis.

Material	Ti-6Al-4V	T316-L	L-605
Densidad (kg/m ³)	4500	950	9240
Módulo de Young (GPa)	110	193	240
Módulo de Poisson	0.33	0.3	0.29
Límite elástico (GPa)	920	170	310
Último esfuerzo (GPa)	950	485	822

3.4 CARGAS APLICADAS

Para simular las actividades cotidianas que realiza una persona, se aplicaron diferentes cargas estáticas resultantes de las fuerzas generadas por la inercia y los grupos musculares utilizados en cada una de las actividades para una persona de 75 kg (**Tabla 2**), para lo cual se tomaron como sistema de coordenadas local los ejes x, y, z sobre la cabeza femoral.

Tabla 2 Cargas generadas de las actividades cotidianas.

Actividad	R _x (N)	R _y (N)	R _z (N)
Caminar	535.7	-343.5	-1747
De pie	575.8	-120.3	-1947
Bicicleta	242	-202.5	-651.8
Levantarse	649.8	-203.7	-1428
Subir	774.1	-771	-2852
Bajar	774.1	-565.7	-2000
Sentarse	460.2	-245	-1247
Trotar	777.2	-762.7	-2845

En este proyecto se compararon los resultados de los esfuerzos de Von Mises, también conocido como el esfuerzo de máxima energía de distorsión, o Maxwell Huber-Hencky-Von Mises. Según esta teoría, la cedencia del material comienza cuando la distorsión máxima o la energía de corte en el material es igual a la distorsión máxima o la energía de corte al ceder en una prueba de tensión simple [38]. Se puede demostrar que, para materiales inicialmente elásticos, la energía de deformación o distorsión es proporcional al esfuerzo de von Mises (σ_{vm}), que es el que se muestra en la ecuación.

$$\sigma_{vm} = ((\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2 / 2)^{1/2}$$

Donde σ_1 , σ_2 , y σ_3 son los esfuerzos principales. El criterio de von Mises alude a que el cuerpo se comporta elásticamente cuando se alcanza la resistencia de cedencia:

$$\tau_0 = (3^{1/2}) \sigma_{vm} / 3$$

Tomando el criterio anterior, comparamos cada valor obtenido del máximo esfuerzo de Von Mises de cada material, de cada modelo de prótesis y de cada actividad realizada por el usuario, con respecto al valor del esfuerzo último y el límite elástico (**Tabla 1**).

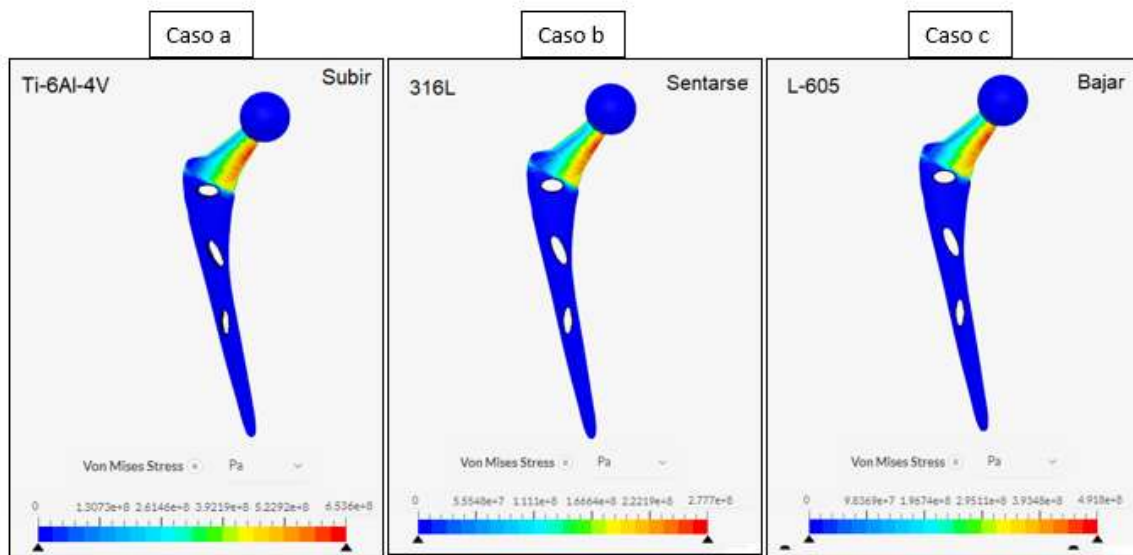


Figura 31 Prótesis sin daño estructural

Se sabe que la prótesis sufrirá deformación permanente al rebasar el límite elástico y se fracturará al rebasar el último esfuerzo a la tensión. Una vez que se realizaron las simulaciones mediante el método de elementos finitos de los 24 casos resultantes, de las combinaciones de cargas debido a las actividades físicas del sujeto objeto de estudio y los materiales propuestos para la prótesis, se obtuvo la distribución de esfuerzos de von Mises sobre los modelos de las prótesis con un código de colores, indicando en color rojo el valor del esfuerzo de von Mises máximo. Visualmente se puede apreciar que la concentración de esfuerzos se presenta en el cuello de la cabeza femoral, ilustrado en color rojo en la Figura 31c. En completa concordancia con la zona en la que el fémur del paciente sufrió la fractura.

Los casos que una prótesis puede tener, derivados de las sollicitaciones sobre la misma son: prótesis sin daño estructural, prótesis con deformación permanente y, fractura de la prótesis.

- Caso a) Prótesis sin daño estructural. En este caso, la prótesis sólida con el material Ti-6Al-4V, bajo la actividad de subir presenta un valor del esfuerzo máximo de von Mises de 6.54×10^8 Pa. Al comparar dichos valores del esfuerzo máximo de von Mises con el valor reportado en la literatura del esfuerzo en el límite elástico de 9.20×10^8 Pa, se logra apreciar que la prótesis tendrá un comportamiento elástico lineal. De acuerdo con la Ley de Hooke, la prótesis sufrirá deformaciones reversibles una vez que deje tener efecto la carga aplicada. Por otra parte, al tener esfuerzos máximos de Von Mises inferiores al último esfuerzo que es de 9.50×10^8 Pa, no es posible que sufra fractura alguna.
- Caso b) Prótesis con deformación permanente. En la prótesis de aleación 316-L sometida a las fuerzas derivadas de la acción de andar en bicicleta, se produce un esfuerzo de von Mises 2.78×10^8 Pa. Sobrepasa el valor de esfuerzo en el límite elástico que es de 1.70×10^8 Pa, por lo que se produce una deformación plástica o permanente en el cuello femoral. Pero que, al no rebasar el último esfuerzo, dicha prótesis no llega a la fractura.
- Caso c) Fractura de la prótesis. En el supuesto caso de que la prótesis diseñada se fabrique de la aleación L-605 y que las fuerzas aplicadas sean el producto de realizar la actividad de trotar. El valor del esfuerzo máximo de von Mises es 4.92×10^8 Pa, Dicho valor sobrepasa el valor de esfuerzo en el límite elástico que es de 3.10×10^8 Pa, y también el valor del último esfuerzo que para la aleación L-605 es de 4.82×10^8 Pa. El estado de esfuerzo ante mencionado producirá una deformación más allá del límite elástico, es decir la cedencia, al alcanzar el esfuerzo último se ocasiona la fractura del material de la prótesis con su consecuente evolución en ruptura (Figura 31c). Los resultados del esfuerzo máximo de von Mises para las 24 simulaciones en los casos de prótesis hueca y sólida se presentan en la Tabla 2, con sus respectivas condiciones de carga producto de las actividades cotidianas, así como de los materiales de fabricación propuestos.

Tabla 3 Resultados de los esfuerzos de von Mises.

Material	Ti-6Al-4V	316-L	L-605
Actividad	Esfuerzo Von Mises (Pa)		
Caminar	3.01×10^8	3.77×10^8	3.77×10^8
De pie	3.64×10^8	3.65×10^8	3.65×10^8
Bicicleta	1.63×10^8	1.64×10^8	1.64×10^8
Levantarse	3.13×10^8	3.14×10^8	3.14×10^8
Subir	6.54×10^8	6.54×10^8	6.55×10^8
Bajar	4.91×10^8	4.92×10^8	4.92×10^8
Sentarse	2.77×10^8	2.78×10^8	2.78×10^8
Trotar	6.51×10^8	6.52×10^8	6.52×10^8

3.5 FACTOR DE SEGURIDAD

Un aspecto importante en el diseño de prótesis es determinar el factor de seguridad (FS). Dicho factor está definido en función del criterio de falla de von Mises, y se muestra en la ecuación 3. El factor de seguridad debe ser mayor o por lo menos igual a uno.

$$FS = \sigma_{lim} / \sigma_{vm}$$

Donde σ_{lim} es el esfuerzo en el límite elástico del material. Como se puede observar en la Tabla 4, la prótesis hecha de Ti-6Al-4V tiene valores del factor de seguridades superiores a uno.

Tabla 4 Factores de seguridad.

Material	Ti-6Al-4V	316-L	L-605
Actividad	FACTOR DE SEGURIDAD		
Caminar	3.06	0.45	0.82
De pie	2.52	0.47	0.85
Bicicleta	5.63	1.04	1.90
Levantarse	2.94	0.54	0.99
Subir	1.41	0.26	0.47
Bajar	1.87	0.35	0.63
Sentarse	3.32	0.61	1.12
Trotar	1.41	0.26	0.48

Lo que significa que resistirá las cargas máximas aplicadas como resultado de realizar las actividades de: Caminar, estar de pie andar en bicicleta, levantarse, subir y sentarse.

Tabla 5 Cargas generadas por un paso completo en marcha humana normal.

Posición	Tiempo (s)	Rx (N)	Ry (N)	Rz (N)
0	0	-119.30	-0.45	-528.30
5	0.059	-181.20	176.94	-1094.00
10	0.118	-245.60	419.22	-1840.00
15	0.177	-282.80	518.40	-2021.00
20	0.236	-273.80	443.25	-1892.00
25	0.295	-247.10	315.99	-1756.00
30	0.354	-223.70	205.29	-1667.00
35	0.413	-186.20	125.64	-1567.00
40	0.413	-142.40	67.14	-1465.00
45	0.472	-71.67	47.48	-1383.00
50	0.531	-21.60	97.47	-1398.00
55	0.59	-143.80	115.20	-1373.00
60	0.649	-355.40	62.82	-1080.00
65	0.708	-322.00	32.27	-801.30
70	0.767	-295.40	7.74	-643.00
75	0.826	-240.20	-9.00	-499.00
80	0.885	-202.10	-16.83	-401.30
85	0.944	-164.00	-503.00	-327.20
90	1.003	-123.20	9.77	-323.60
95	1.121	-100.70	8.69	-437.90
100	1.18	-97.20	-9.00	-509.90

Por otra parte, las actividades como trotar y subir escaleras no las podrá realizar, puesto que comprometen la integridad de la prótesis. Finalmente, se puede decir que las prótesis fabricadas de acero 316-L y L-605 no son recomendables para su uso, puesto que tienen un factor de seguridad inferior a uno.

3.6 CICLO DE MARCHA

Una prótesis de cadera no recibe cargas constantes, sino que más bien son aleatorias como en el caso del ciclo de marcha, para lo cual se han considerado los datos publicados por [39], [40] mostrados **Tabla 5**, también en dicha tabla se muestra el ciclo de marcha para la prótesis de Ti-6Al-4V. En la cual se pueden apreciar dos picos de esfuerzo de von Mises máximos que concuerdan con los resultados del análisis estático de caminar y de pie. Lo anterior es

debido a que para el análisis estático se consideraron las condiciones de máxima carga, y que a los 0.177 segundos de iniciada la marcha se alcanza una condición de máximo esfuerzo, que además resulta ser el máximo absoluto. Por otra parte, el segundo máximo se alcanza a los 1.003 segundos de la marcha, es decir 3 posiciones antes de terminar el ciclo de la marcha.

3.7 PRÓTESIS DE TI-6AL-4V

Para las actividades propuestas a realizar con la prótesis Ti-6Al-4V, podemos observar en la **Tabla 4** que, en las condiciones de caminar, parado, andando en bicicleta, levantarse y sentarse, no sufre deformación alguna ni se presentaría riesgo de fractura del cuello femoral. Pero al realizar cualquiera de las actividades como subir escaleras, bajar escaleras y trotar, la prótesis no sólo se deformará permanentemente, sino que se fracturará del cuello femoral, siendo así que de optarse por este modelo el paciente estaría limitado a conservar su peso corporal y a tener restringido la práctica de subir y/o bajar escaleras, así como de trotar.

3.8 PRÓTESIS DE 316-L

Los modelos de prótesis realizados, en todas las actividades sugeridas (**Tabla 4**), presentan deformación permanente y ruptura del cuello femoral a excepción de andar en bicicleta, ya que al realizar esta actividad la prótesis sufrirá de formación permanente pero no llegará a sufrir fractura. Lo anterior, es debido a que, en una condición ideal, el peso corporal es soportado y distribuido por el asiento de la bicicleta.

3.9 PRÓTESIS DE L-605

El modelo realizado en este material tenemos que la prótesis sufrirá deformación permanente en todas las actividades propuestas, pero a diferencia del modelo hueco solo fallará en tres actividades como la anterior a excepción de caminar (**Tabla 4**).

CAPÍTULO 4. ANÁLISIS DE LA INTERFAZ HUESO – CEMENTO ACRÍLICO - PRÓTESIS.

El empleo de cementos óseos se ha convertido en la técnica más tradicional para el tratamiento de pacientes de edad avanzada en Reconstrucciones Totales de Cadera (RTC). Este tipo de procedimiento quirúrgico es habitual en Cirugía Ortopédica cuando se producen fracturas del cuello femoral o el paciente sufre de enfermedades degenerativas o enfermedades congénitas que limitan los movimientos de la articulación y producen intenso dolor. El gran impulso de los cementos de PMMA en medicina se debe a Sir John Charley quien en la década de los años 50 propone un sistema de artroplastia de baja fricción empleando una prótesis metálica para el fémur, una copa plástica para el acetábulo y el cemento de PMMA para fijar ambos componentes al hueso, Figura 32 [41]. A partir de 1968 la Food and Drug Administration FDA autoriza el uso masivo de los cementos de PMMA lo que convirtió a las Reconstrucciones Totales de Cadera en una técnica tradicional de tal forma que hoy día se colocan cerca de 400 000 prótesis de cadera anuales. La mayoría de los implantes artificiales de rodilla y hombro también hacen uso de los cementos acrílicos. En los años 80 la mayoría de los trabajos se encaminan a perfeccionar la técnica quirúrgica para la colocación de los cementos y se determina que a los 15-20 años de implantado el material existe cerca de un 80% de efectividad únicamente, lo cual para pacientes jóvenes aun es un tiempo insuficiente. En los años 90 se hace más uso de las prótesis no cementadas, sin embargo, los resultados a mediano plazo demuestran que a 6 años de implantación tanto las prótesis no cementadas de $\text{Al}_2\text{O}_3\text{-Al}_2\text{O}_3$ como las recubiertas de HA poroso poseen una efectividad por debajo del 20%.

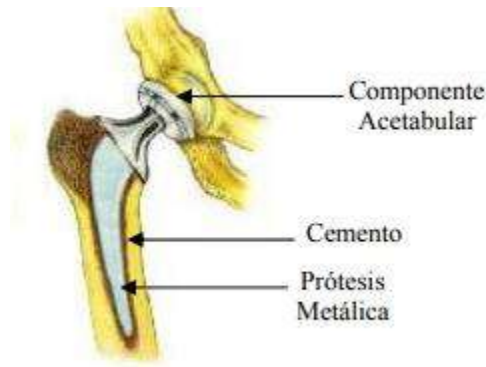


Figura 32 Representación Esquemática de la Reconstrucción de la Cadera con una prótesis artificial cementada. Fuente: [42]

Diversas técnicas han sido empleadas para tratar de mejorar la biocompatibilidad de los cementos óseos e incrementar la durabilidad de los implantes cementados [41].

La infección profunda en cirugía ortopédica es una complicación devastadora, como la osteomielitis crónica o la infección articular periprotésica. Las cirugías con procedimientos abiertos siempre conllevan el riesgo de contaminación bacteriana, que se convertiría más fácilmente en una verdadera infección con la presencia de una prótesis o implante. Desbridamiento completo, drenaje adecuado, obliteración del espacio muerto, y los antibióticos sistémicos a largo plazo han sido la regla para tratar las infecciones ortopédicas. Sin embargo, la toxicidad del antibiótico sistémico requiere una monitorización seriada del nivel sérico de antibiótico. De vez en cuando, el suministro de sangre local comprometido reduce la concentración de antibióticos en el área objetivo.

En vista de esto, se favorece la administración local de antibióticos en el tratamiento de infecciones ortopédicas. Desde la introducción y creciente popularidad del cemento óseo impregnado de antibiótico (ALBC) en la cirugía de reemplazo total de articulaciones, las infecciones profundas se han reducido gradualmente.

ALBC tiene la capacidad de administrar una alta concentración de antibióticos durante un período de tiempo y es considerada parte esencial tanto en la prevención como en el tratamiento de la infección articular periprotésica. Además de la liberación de antibióticos, ALBC también se usa para reparar prótesis o como un temporal espaciador en artroplastia

infectada. Por lo tanto, la propiedad mecánica de ALBC también es fundamental para una cirugía ortopédica exitosa.

Para maximizar el efecto de ALBC, se realizaron varias investigaciones centradas en la capacidad de elución de antibióticos y la resistencia mecánica de ALBC. La eficacia de elución de antibióticos ha sido atribuida a varios factores, como el tipo de antibiótico, el método de mezcla, la temperatura en el momento de la mezcla, combinación de diferentes antibióticos y adición de rellenos que aumentarían la porosidad de ALBC. La resistencia mecánica de ALBC depende de la dosis de antibiótico, el tipo de antibiótico, tiempo de elución e incorporación de grasa o sangre.

Hasta donde sabemos, ningún informe ha comparado el efecto de diferentes marcas de cementos óseos y antibióticos sobre la capacidad de elución y la propiedad mecánica de ALBC. Vancomicina agregada en ALBC es un régimen efectivo para tratar infecciones ortopédicas. En algunas circunstancias, como la artroplastia total de revisión después de la erradicación de la infección por estafilococos resistentes a la metilicina, el cemento óseo cargado con vancomicina también es útil para la prevención de infección periprotésica [43].

4.1. DISEÑO DEL CEMENTO ACRÍLICO

Una vez realizadas las pruebas en el capítulo anterior, seleccionamos la prótesis Ti-6Al-4V, ya que es la más adecuada y no sufrirá deformaciones. Se llevó a cabo el modelo del cemento acrílico, esto con el fin de simular la perforación que se le realizará al hueso. Esto se llevó a cabo mediante COMSOL Multiphysics (paquete de software de análisis y resolución por elementos finitos para varias aplicaciones físicas y de ingeniería, especialmente fenómenos acoplados), el objetivo principal de este modelo es cubrir la mayor parte de la prótesis con el cemento acrílico y este se introduzca en las perforaciones de la prótesis para que esta quede sujeta en el hueso.

Primero se realizó una circunferencia que cubriera la unión vástago – cuello femoral y otros dos en la parte central y final del vástago de la prótesis, una vez realizadas las circunferencias se unieron, formando así la parte que el cemento acrílico ocuparía.

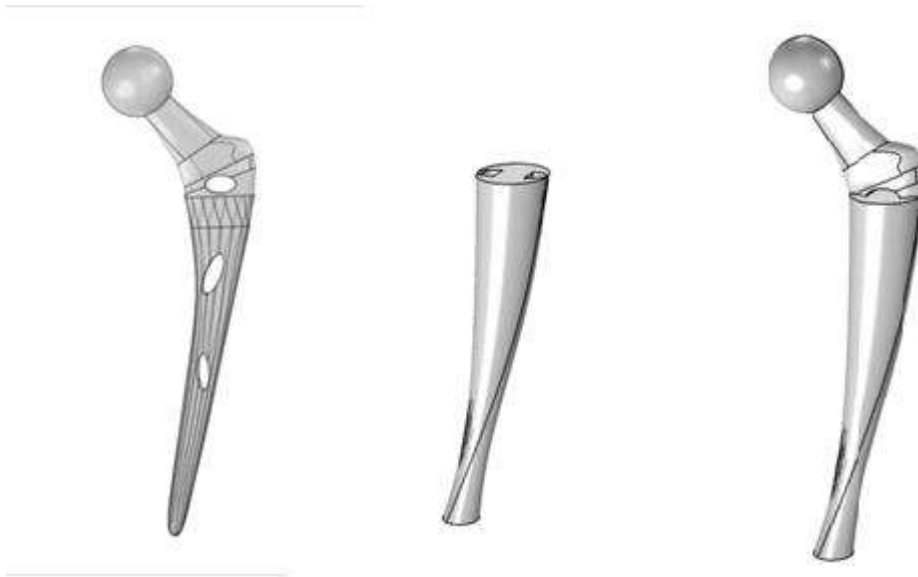


Figura 33 Diseño del cemento acrílico.

4.2. MALLADO DE LA UNIÓN HUESO – CEMENTO ACRÍLICO - PRÓTESIS.

En el ambiente gráfico de COMSOL, en la sección de “Construir de Modelo” en la opción de “COMPONENT 1” se encuentra mallado “Mesh”.

Primeramente, se intentó realizar el mallado de la unión prótesis fémur, con la malla tetraédrica, de tamaño mínimo de elemento de 0.0563 mm, una tasa de crecimiento máxima de 1.45 mm y un factor de curvatura de 0.5. El resultado de este intento nos arrojó más de 20 millones de elementos con un uso de 30 GB de memoria (RAM + VIRTUAL) pero sin logros más allá del fallo antes del 30% de avance en el proceso de cómputo.

En un segundo intento, se modificó la geometría del hueso, recortándolo en su extremidad inferior para reducir el número de elementos que este generaba. El número de elementos

obtenidos fue de 412 130 elementos tetraédricos, 77 676 elementos triangulares en la interfaz prótesis-hueso en un tiempo de 476 segundos con el uso de poder de cómputo de 20 GB (FÍSICA + VIRTUAL).

4.3. PARÁMETROS DE SIMULACIÓN

Materiales. Los materiales seleccionados fueron Ti6Al4V, hueso trabecular y cemento óseo (Osteobond ya que es uno de los cementos óseos más comerciales).

1. *Las propiedades mecánicas se encuentran tabuladas en la siguiente tabla:*

Tabla 6 Propiedades mecánicas.

MATERIAL	Young's modulus (GPa)	Poisson's modulus	Density (kg/m3)
Ti6Al4V	110	0.33	4500
TRABECULAR BONE	3	0.33	1800
BONE CEMENT (OSTEOBOND)	2.53	0.33	1000

2. *Actividades.* Las actividades seleccionadas fueron las siguientes:

- Caminar
- De pie
- Bicicleta
- Levantarse
- Subir escaleras
- Bajar escaleras
- Sentarse
- Trotar

3. *Restricciones.* Las cargas se aplican en la cabeza femoral y se fija el acoplamiento por la parte inferior del hueso fémur.

4. *Mallado.* Ver apartado 4.2.

Los parámetros mencionados son vaciados en el Constructor del modelo: en la sección de “Materials” se teclean manualmente los datos, al crear el apartado de cada material es necesario seleccionar en el modelo las zonas correspondientes a cada material. Las restricciones se encuentran en el apartado de “Solid Mechanics” con las etiquetas “Boundary load” y “Fixed constraint”, la primera para indicar la zona de aplicación de las cargas y la

segunda para indicar la parte a fijar, en esta última. Las cargas que se indican son las correspondientes a la realización de alguna actividad.

Con los parámetros anteriores, se realizaron las simulaciones correspondientes para cada modelo de prótesis con las cargas generadas por las actividades. Además, en COMSOL, se aplicó el modelo de mecanoregulación de Hanna Isaksson [44], en el cual se utiliza la deformación deviatorica calculada a partir de las deformaciones principales de acuerdo con la ecuación:

$$y_0 = \frac{1}{3} \sqrt{(\varepsilon_1 - \varepsilon_2)^2 + (\varepsilon_2 - \varepsilon_3)^2 + (\varepsilon_3 - \varepsilon_1)^2} \quad \text{Ec.7}$$

Donde:

- y_0 es la deformación deviatorica,
- ε es la deformación principal en las direcciones 1(x), 2(y) y 3(z).

El objetivo de la Mecanobiología es entender la respuesta celular bajo una acción mecánica, mediado, a su vez, por otros factores que inhiben o ayudan a la reacción celular ante un determinado nivel tenso-deformacional. La característica esencial es el acoplamiento fuerte entre Biología y Mecánica, produciéndose una comunión inseparable entre ambas e influyendo una sobre otra. Estos conocimientos, son una herramienta fundamental para la interpretación de los resultados de los análisis biomecánicos que se realizan a través de elemento finito, sirviendo como guía para todo el diseño de experimentos.

En mecanobiología, los modelos matemáticos se han desarrollado y usado junto con experimentos in vivo e in vitro para determinar cuantitativamente las normas que rigen los efectos de la carga mecánica en las células, la diferenciación en tejidos, el crecimiento, la adaptación y el mantenimiento de los huesos. Las perturbaciones mecánicas son aplicadas a la geometría del modelo, y el medio ambiente mecánico es calculado usando el método de elementos finitos. Actualmente, la simulación ofrece una oportunidad de comparar los resultados experimentales con los resultados de cómputo y con este panorama, en un futuro, reducir los costos de experimentación in vivo.

De acuerdo con los experimentos de Hanna Isaksson, se establecen los límites de la deformación Deviatorica que establecen los parámetros en los cuales se generan una respuesta celular ante ciertos estímulos.

4.4. ESFUERZO DE VON MISES

Una vez que se llevaron a cabo las simulaciones de cada una de las actividades estudiadas en el presente trabajo, se obtuvo el esfuerzo de Von Mises, el cual se muestra en las siguientes figuras:

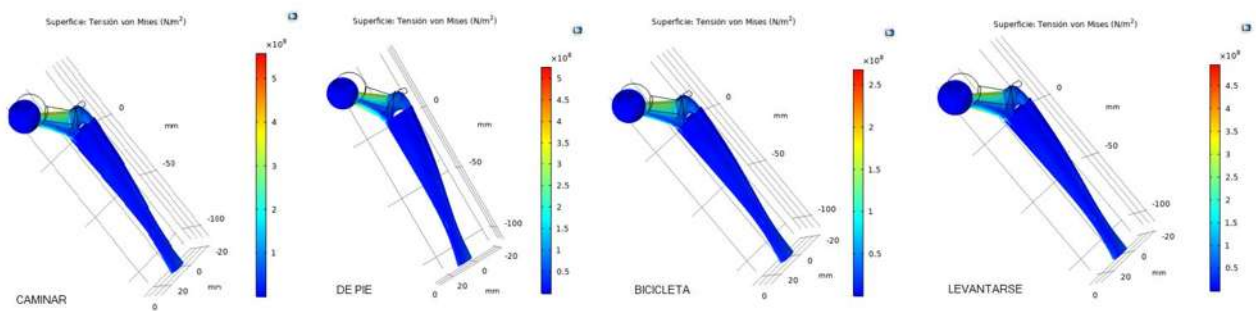


Figura 34 Esfuerzo de Von Mises 1

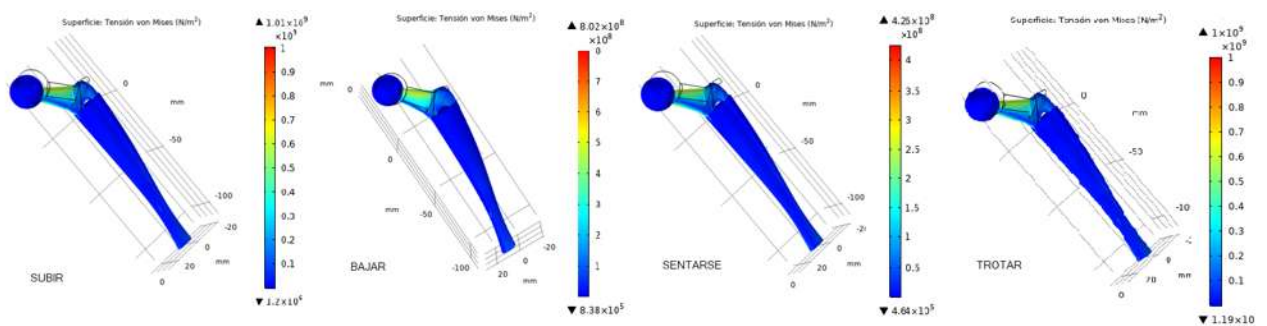


Figura 35 Esfuerzo de Von Mises 2

Registrando el valor de cada una de las actividades en la siguiente tabla:

Tabla 7 Esfuerzo de von Mises.

Material	OSTEOBOND
Actividad	Esfuerzo Von Mises (Pa)
Caminar	5.59×10^8
De pie	5.27×10^8
Bicicleta	2.69×10^8
Levantarse	4.98×10^8
Subir	1.01×10^9
Bajar	8.02×10^8
Sentarse	4.26×10^8
Trotar	1.00×10^9

4.5. FACTOR DE SEGURIDAD

Para calcular el factor de seguridad es necesario conocer el esfuerzo máximo de compresión. Basados en el artículo titulado “Elution and Mechanical Strength of Vancomycin-Loaded Bone Cement: In Vitro Study of the Influence of Brand Combination” [43], en cual se realizó un estudio utilizando 4 tipos diferentes de cementos óseos de grado quirúrgico: Surgical Simplex P (Stryker Ortho pedics, Limerick, Irlanda), Osteobond (Zimmer, Varsovia, IN), PALACOS R (Heraeus Medical, Newbury, Reino Unido) y Depuy- CMW (DePuy CMW, Blackpool, Reino Unido), a estos cementos óseos se le agregaron polvos de clorhidrato de 3 fabricantes diferentes para la prueba. Los 3 polvos de vancomicina fueron: Vanco (Gentle Pharmaceutical Co., Yulin, Taiwán), Lyo-Vancin (China Chemical & Pharmaceutical Co., Ltd, Taichung, Taiwán) y Sterile Vancomycin (Hospira Inc., Lake Forest, Illinois, EE. UU.).

La mezcla de vancomicina consistía en polvo de clorhidrato de vancomicina en dosis altas (4 g) o bajas (1 g) de 4 fabricantes diferentes. Se mezclaron 40g del componente de cemento óseo en polvo antes de administrar 20 ml del componente monómero líquido adicional.

Luego de la adición de 20 ml del componente de monómero líquido, la mezcla de cemento y antibiótico se mezcló a mano en un recipiente de cerámica durante 2 minutos para lograr un estado pastoso y luego se presionó manualmente en un molde de plástico para formar

muestras cilíndricas de prueba uniformes. Los cilindros de cemento, de 20 mm de altura y 15 mm de diámetro, se curaron a temperatura ambiente durante 1 hora.

Se prepararon doce grupos de cemento óseo cargado con vancomicina: Simplex P, Osteobond, PALACOS R, o cemento óseo Depuy CMW que se cargaron con Vanco, Lyo-Vancin o Sterile Vancomycin. El cemento óseo sin antibiótico sirvió como control.

Se utilizaron seis muestras de cada grupo para medir la elución de antibióticos. Cada cilindro de cemento se sumergió en un tubo de vidrio que contenía 30 ml de solución tampón de fosfato estéril (PBS), se mantuvo a 37 °C hasta los tiempos de muestreo designados, y luego se retiró la muestra del tubo. El eluato de cada tubo de ensayo se congeló a -20 °C hasta el análisis de la concentración de antibiótico. Todos los cilindros de cemento se lavaron con 10 ml de PBS y luego se volvieron a sumergir en la prueba.

Las muestras se recolectaron a los 1, 3, 6, 10, 24, 48, 72, 168 y 336 horas. La concentración de antibiótico se determinó mediante inmunoensayo de polarización de fluorescencia (FPIA) utilizando un analizador TDx de Abbot Laboratories (Abbot Laboratories, Abbot Park, Ill).

FPIA se ha utilizado en estudios anteriores con resultados validados y demostró ser más preciso que otros métodos de ensayo. El límite inferior de detección fue de 1.0 µg/ml para vancomicina.

Cuatro muestras de cemento (tanto antes como después de la elución con caldo antibiótico de 336 horas) en cada grupo fueron probados por falla en compresión axial utilizando la máquina del sistema de prueba de materiales (Bionix 858; MTS Corp., Eden Prairie, MN, EE. UU.). El espécimen se colocó sobre un soporte plano sujeto a la mordaza de cuña inferior del MTS, y luego se colocó una placa rígida en la parte superior de la superficie de la muestra. Luego se usó un émbolo en forma de bola fijado en la empuñadura de cuña superior MTS para aplicar fuerza de compresión. La configuración experimental garantiza el contacto total de la superficie de la muestra para lograr una presión uniforme. Cada espécimen se comprimió a una tasa de desplazamiento constante de 0.1 mm/s. Durante la prueba, los parámetros relacionados con la fuerza, el desplazamiento y el tiempo fueron registrado simultáneamente con un aumento de 0.05 mm por el software MTS TestStar (MTS Corp.,

MN, EE. UU.). La fuerza máxima dividida por el área de la sección transversal ($A = \pi r^2 = 177 \text{ mm}^2$) de la muestra se definió como “la tensión máxima de compresión para la comparación entre los grupos”.

Se usaron muestras de cemento de una de las cuatro marcas sin antibiótico como controles. Se realizaron ensayos en cada grupo, incluido el grupo de control, y el valor medio para el análisis estadístico se determinó el esfuerzo último de compresión de estos ensayos.

La concentración antimicrobiana de las muestras de elución y el estrés de compresión final de cementos con diferentes preparaciones fueron ensayados 6 y 4 veces, respectivamente. Los resultados se fueron reportando como la media y el error estándar. Se usó un análisis de varianza (ANOVA) para determinar la diferencia estadística en el estrés de compresión final y la eficiencia del antibiótico [43].

Una vez dicho lo anterior, en el presente trabajo nos centramos en los resultados obtenidos en el cemento óseo Osteobond, ya que es el cemento óseo con el cual estamos trabajando. Los resultados se muestran en las siguientes gráficas:

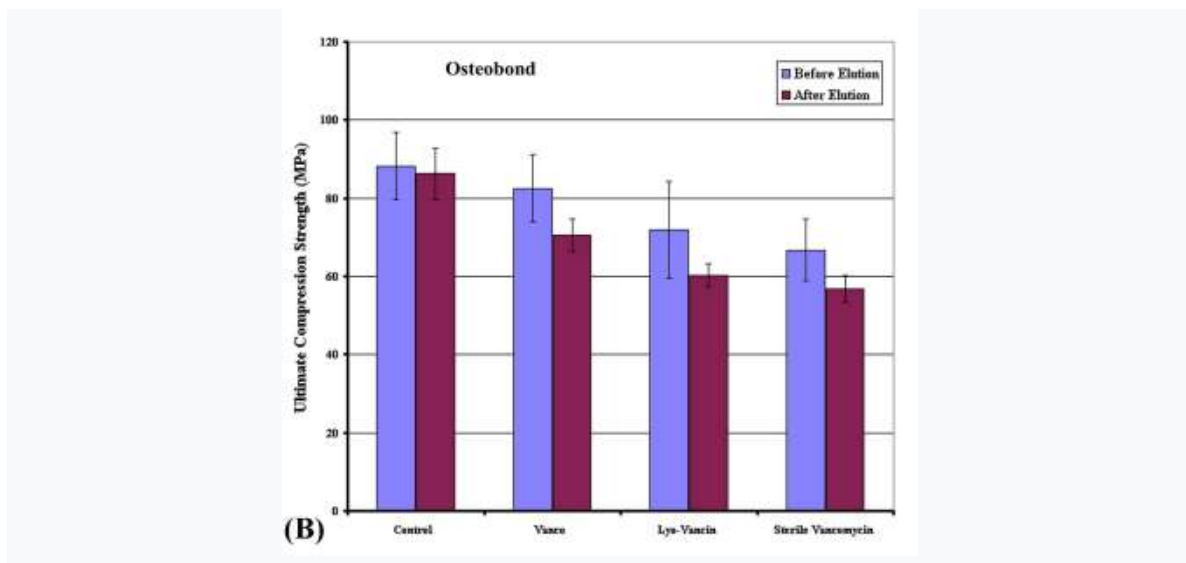


Figura 36 Gráfica de esfuerzo máximo de compresión (4g). [43]

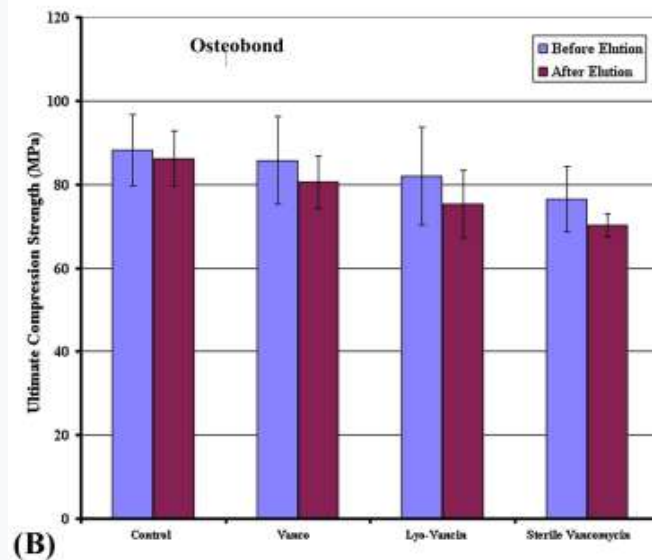


Figura 37 Gráfica de esfuerzo máximo de compresión (1g). [43]

El factor de seguridad está definido en función del criterio de falla de von Mises, y se muestra en la ecuación. El factor de seguridad debe ser mayor o por lo menos igual a uno punto cinco.

$$FS = \sigma_{lim} / \sigma_{vm}$$

Derivado del artículo base (2), se realizaron dos tablas, una en donde se utilizaron los resultados de la gráfica con dosis altas (4 gr) de concentración de antibiótico y en la siguiente tabla se usaron los resultados de la gráfica con dosis bajas (1 gr) de concentración de antibiótico, en ambas tablas se obtuvo el factor seguridad del antes y después de la prueba realizada.

Tabla 8 Factor de seguridad Vanco (4 gr).

VANCO 4 gr	ANTES	DESPUÉS
Actividad	FACTOR DE SEGURIDAD	
Caminar	1.30	1.13
De pie	1.38	1.20
Bicicleta	2.70	2.34
Levantarse	1.46	1.27
Subir	6.40	5.54
Bajar	0.91	0.79
Sentarse	1.70	1.48
Trotar	6.46	5.60

Tabla 9 Factor de seguridad Vanco (1 gr).

VANCO 1 gr	ANTES	DESPUÉS
Actividad	FACTOR DE SEGURIDAD	
Caminar	1.33	1.25
De pie	1.41	1.33
Bicicleta	2.76	2.60
Levantarse	1.49	1.41
Subir	6.54	6.16
Bajar	0.93	0.87
Sentarse	1.75	1.64
Trotar	6.61	6.22

CAPÍTULO 5. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

Los resultados obtenidos demuestran que el material idóneo para la fabricación de este tipo de prótesis es el Ti-6Al-4V. Cabe mencionar que los resultados son en función del peso del paciente, la topografía que presenta su fémur y las actividades que habitualmente realiza, y que deben de tomarse en cuenta al diseñar la prótesis para una persona con características diferentes y/o con necesidades de actividad física diferente, lo que hace necesario robustecer el cuello femoral ya que es el punto donde la prótesis tiende a fallar. Finalmente, y como resultado del factor de seguridad para las diversas actividades, se propone mejorar el diseño a nivel del cuello femoral para así obtener un factor de seguridad superior a uno y garantizar la durabilidad y funcionalidad de la prótesis.

Como conclusiones derivadas del presente trabajo tenemos que:

- 1) El material Ti6Al4V es muy idóneo para la fabricación de este tipo de prótesis dado a que al ser un material bioinerte que presenta buenas propiedades mecánicas y al ser un material ligero, nos permite reducir apantallamiento de tensiones en el interfaz prótesis- fémur

- 2) El rediseño practicado al modelo de prótesis demuestra con las pruebas desarrolladas, buena compatibilidad y buena biofuncionalidad, es decir, en el acoplamiento del implante al hueso, las zonas de reabsorción no varían significativamente al realizar las pruebas con las distintas actividades.
- 3) En cuanto a las diferentes marcas de cementos óseos de PMMA cargados con diferentes marcas de latas de vancomicina tienen diferente capacidad de elución y resistencia mecánica, en cuanto a la capacidad de liberación de vancomicina, el cemento óseo Palacos tiene una mayor capacidad de elución en ALBC de dosis alta o baja, mientras que Lyo-Vancin y Sterile Vancomicina tienen una mayor capacidad de elución en ALBC de dosis alta y baja, respectivamente. En términos de resistencia máxima a la compresión, ninguna marca única de cemento óseo exhibe resultados superiores.
- 4) Se logró establecer una metodología para el diseño de prótesis personalizadas a partir de imágenes médicas y software de diseño asistido por computadora en la nube optimizando los recursos de la computadora.

RECOMENDACIONES Y/O TRABAJOS FUTUROS

- Llevar a cabo la manufactura de la prótesis femoral para una aplicación real, realizar pruebas de resistencia y desgaste para comparar con los datos obtenidos y verificar su funcionalidad.
- Implementar otros cementos óseos para tener estudios de tipo cuantitativo.
- Realizar estudios de tratamientos superficiales en la prótesis para favorecer la osteointegración de prótesis-hueso.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] A.L. Maya, E.P. Guerrero, and J.F. Ramírez, "Parámetros de diseño de una Prótesis de Rodilla en Colombia," *Springer-Verlag Berlin Heidelberg*, pp. 770–773, 2007.
- [2] Hernández Romero Karina, Villagómez Galindo Miguel, and Béjar Gómez Luis, "Biomechanical Analysis of a Hip Prosthesis Using a Finite Elements," *Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica*, 2020. doi: 10.17488/RMIB.41.2.4.
- [3] C. Sun, L. Wang, J. Kang, D. Li, and Z. Jin, "Biomechanical Optimization of Elastic Modulus Distribution in Porous Femoral Stem for Artificial Hip Joints," *J Bionic Eng*, vol. 15, no. 4, pp. 693–702, Jul. 2018, doi: 10.1007/s42235-018-0057-1.
- [4] J. F. Duque Morán, R. Navarro Navarro, R. Navarro García, and J. A. Ruíz Caballero, "Biomecánica de la prótesis total de cadera cementada y no cementada," *CANARIAS MÉDICA Y QUIRÚRGICA*, pp. 32–48, May 2011.
- [5] TJELLESEN DANIEL, "Osteólisis en el reemplazo total de cadera," *Rev. Asoc. Arg. Ortop. y Traumatol.*, vol. 6, pp. 458–454.
- [6] A. Echavarría, "Una perspectiva de los biomateriales vista desde un diseño específico: la prótesis total de cadera," *Facultad de Ingeniería Universidad de Antioquia*, pp. 95–108, 2003.
- [7] Marcelo A. Alfonzo-González, "Simulación y análisis computacional del conducto medular del fémur en presencia de una prótesis de cadera," *Revista de la Facultad de Ingeniería Universidad Central de Venezuela*, 2013.
- [8] Alberto Bolanos, "OrthoInfo," oct. 2021.
- [9] P. Clark *et al.*, "Osteoporosis in Latin America: panel expert review," *Medwave*, vol. 13, no. 08, pp. e5791–e5791, Sep. 2013, doi: 10.5867/medwave.2013.08.5791.
- [10] "Evidencias y Recomendaciones," *CENETEC*, 2017.
- [11] B. Seral and M. A. Pérez, "Periprosthetic bone remodeling. A finite element study of the influence of the implant design," *J. Appl. Biomater. Biomech*, vol. 3, pp. 117–127, 2005.
- [12] Navarro Navarro Ricardo, "INFLUENCIA DEL PLASMA RICO EN PLAQUETAS EN LA OSTEOINTEGRACIÓN DE LA PRÓTESIS DE CADERA SIN CEMENTAR MODELO ZWEYMÜLLER," *UNIVERSIDAD DE LAS PALMAS DE GRAN CANARIA*, Las Palmas de Gran Canaria, 2018.
- [13] E.-A. Lj and E.-Z. Jr, "Serum levels of vitamin D in healthy postmenopausal women at 4 cities in Mexico," *Rev Metab Oseo Min*, vol. 4, pp. 389–398, 2006.
- [14] H. E. Isaksson, "Mechanical and mechanobiological influences on bone fracture repair: identifying important cellular characteristics," 2007.

- [15] Geovanna Alejandra Cuichán Taco, "Artroplastia de cadera," UNIVERSIDAD CENTRAL DEL ECUADOR, Quito, 2018.
- [16] F. Gómez-García, "Historia y desarrollo de la artroplastia de cadera. Una visión de sus aciertos, fallas y enseñanzas. (Primera parte)," *Acta Ortop Mex*, vol. 35, no. 4, pp. 369–383, 2021, doi: 10.35366/103319.
- [17] Friend Sicilia HI, González Massieu L, and País Brito JL, "Implantes articulares," *Manual SECOT de Cirugía Ortopédica y Traumatología*, pp. 72–84, 2003.
- [18] Gallart X and Marín O., "Información y asesoramiento para cirujanos ortopédicos: árbol de decisiones ante un paciente portador de prótesis con par fricción metal-metal.," *Rev Esp Cir Ortop Traumatol*, vol. 55, 2011.
- [19] Serra-Sutton V, Martínez O, Allepuz A, and Espallargues M, "Registro de artroplastias de Cataluña," 2010.
- [20] Hamadouche M and Sedel L, "Ceramics in orthopedics," *J Bone Joint Surg*, 2000.
- [21] Harkess J., "Artroplastia de cadera," *Elsevier*, pp. 318–470, 2003.
- [22] Hook S, Moulder E, Yates PJ, Burston BJ, Whitley E, and Bannister GC, "The Exeter universal stem: a minimum 10-year review for an independent centre," 2006.
- [23] Huiskes R, "The various stress patterns of press - fit, ingrown, and cemented femoral stems," *Clin Orthop Relat Res*, pp. 27–38, 1990.
- [24] Ilizaliturri Sánchez VM, Mangino Pariente G, and Camacho Galindo J, "Tratamiento quirúrgico de la osteoartritis en la cadera: Actualidades en artroplastia total de cadera.," *Actualidades en artroplastia total de cadera*, vol. 3, pp. 57–62, 2007.
- [25] Jasty M, Bragdon C, Burke D, O'Connor D, Lowenstein J, and Harris WH, "In vivo skeletal responses to porous-surfaced implants subjected to small induced motions," *J Bone Joint Surg*, vol. 79, no. 5, 1997.
- [26] Koster G, Willert H, and Buchhorn GH, "Endoscopy of the femoral canal in revision arthroplasty of the hip.," 1999.
- [27] Know YM, Morshed S, and Malchau H, "Cemented or cementless stem fixation in THA: What is the current evidence?" 2006.
- [28] Leonard FP, "History of Hip Surgery," *The Adult Hip*, vol. 1, pp. 3–34, 2007.
- [29] Mallory TH, Head WC, Lombardi AV, Emerson RH, Eberle RW, and Mitchell MB, "Clinical and radiographic outcome of a cementless, titanium, plasma spray-coated total hip arthroplasty femoral component.," *The Journal of arthroplasty*, 1996.
- [30] Lester DK and Campbell P, "100-year-old patient with pressfit prosthesis: a postmortem retrieval study.," 1996.

- [31] Maloney WJ, Sychterz C, Bragdon C, McGovern T, Jasty M, and Engh CA, "The Otto Aufranc Award. Skeletal response to well-fixed femoral components inserted with and without cement," pp. 15–26, 1996.
- [32] Morsher EW and Wirz D, "Current state of cement fixation in THR," pp. 1–12, 2002.
- [33] Pakvis D, van Hellemond G, de Visser E, Jacobs W, and Spruit M, "Is there evidence for superior method of socket fixation in hip arthroplasty?" 2011.
- [34] Odent T, Journeau P, Prieur AM, Touzet P, Pouliquen JC, and Glorion C, "Cementless total hip arthroplasty in juvenile idiopathic arthritis," 2005.
- [35] Park MS, Choi BW, Kim SJ, and Park JH, "Plasma spray-coated Ti femoral componente for cementless total hip arthroplasty," 2003.
- [36] Parker MJ and Gurusamy K, "Artroplastias (con y sin cemento óseo) para la fractura proximal de fémur en adultos," *La Biblioteca Cochrane Plus*, pp. 1–50, 2005.
- [37] F. Gómez-García, "Historia y desarrollo de la artroplastia de cadera. Una visión de sus aciertos, fallas y enseñanzas. (Primera parte)," *Acta Ortop Mex*, vol. 35, no. 4, pp. 369–383, 2021, doi: 10.35366/103319.
- [38] M. T. Hermoso de Mendoza, "Clasificación de la osteoporosis: Factores de riesgo. Clínica y diagnóstico diferencial," *An Sist Sanit Navar*, vol. 26, 2003, doi: 10.4321/S1137-66272003000600004.
- [39] "La Osteoporosis: ¿Tiene sus huesos sanos?," *El líder USA*, Jan. 19, 2006.
- [40] L. Sara and R. Chuguransky, "Trabajo de tesis doctoral 'Alteraciones óseas asociadas con Diabetes mellitus: mecanismos patogénicos y estrategias de tratamiento con Alendronato,'" 2016.
- [41] L. Morejón *et al.*, "CEMENTOS ACRÍLICOS CON PARTÍCULAS DE BIOVIDRIO COMO RELLENO BIOACTIVO," *VI Congreso de la Sociedad Cubana de Bioingeniería Habana 2005*, 2005.
- [42] L. Morejón *et al.*, "CEMENTOS ACRÍLICOS CON PARTÍCULAS DE BIOVIDRIO COMO RELLENO BIOACTIVO" *Sociedad Cubana de Bioingeniería*, 2008.
- [43] S.-H. Lee, C.-L. Tai, S.-Y. Chen, C.-H. Chang, Y.-H. Chang, and P.-H. Hsieh, "Elution and Mechanical Strength of Vancomycin-Loaded Bone Cement: In Vitro Study of the Influence of Brand Combination," *PLoS One*, vol. 11, no. 11, p. e0166545, Nov. 2016, doi: 10.1371/journal.pone.0166545.
- [44] H. Elisabet. Dr. ir. H. W. J. H. Isaksson, "Mechanical and mechanobiological influences on bone fracture repair - identifying important cellular characteristics," Universiteitsdrukkerij TU Eindhoven, Eindhoven, The Netherlands.
- [45] Dr. Med. Félix Vilchez Cavazos, "Artroscopia de cadera Monterrey."