

**UNIVERSIDAD DE ORIENTE
NÚCLEO DE ANZOÁTEGUI
ESCUELA DE INGENIERÍA Y CIENCIAS APLICADAS
DEPARTAMENTO DE MECÁNICA**



**ANÁLISIS DE LA DISTRIBUCIÓN DE ESFUERZOS, MEDIANTE
ELEMENTOS FINITOS, DE UNA PRÓTESIS TOTAL DE CADERA AML
DEPUY NO CEMENTADA REEMPLAZADA POR FALLA**

REALIZADO POR:

Mario José Hernández Morales

TRABAJO DE GRADO PRESENTADO ANTE LA UNIVERSIDAD DE
ORIENTE COMO REQUISITO PARCIAL PARA OPTAR AL TÍTULO DE:

INGENIERO MECÁNICO.

Puerto La Cruz, Junio de 2009

UNIVERSIDAD DE ORIENTE
NÚCLEO DE ANZOÁTEGUI
ESCUELA DE INGENIERÍA Y CIENCIAS APLICADAS
DEPARTAMENTO DE MECÁNICA



**ANÁLISIS DE LA DISTRIBUCIÓN DE ESFUERZOS, MEDIANTE
ELEMENTOS FINITOS, DE UNA PRÓTESIS TOTAL DE CADERA AML
DEPUY NO CEMENTADA REEMPLAZADA POR FALLA**

ASESORES:

Ing. Mec. Carlos Gomes Ph.D
Asesor Académico

Ing. Mec. Glorys Lopez MSc
Co Asesor

Puerto La Cruz, Junio de 2009

UNIVERSIDAD DE ORIENTE
NÚCLEO DE ANZOÁTEGUI
ESCUELA DE INGENIERÍA Y CIENCIAS APLICADAS
DEPARTAMENTO DE MECÁNICA



**ANÁLISIS DE LA DISTRIBUCIÓN DE ESFUERZOS, MEDIANTE
ELEMENTOS FINITOS, DE UNA PRÓTESIS TOTAL DE CADERA AML
DEPUY NO CEMENTADA REEMPLAZADA POR FALLA**

JURADO CALIFICADOR:

El Jurado hace constar que asignó a esta Tesis la calificación de:

EXCELEN

Ing. Mec. Carlos Gomes Ph.D
Asesor Académico

Ing. Mec. Gaetano Sterlacci Ph.D
Jurado Principal

Ing. Mec. Richard Estaba MSc
Jurado Principal

Puerto La Cruz, Junio de 2009

RESOLUCIÓN

Artículo 44

“Los trabajos de grado son de exclusiva propiedad de la Universidad de Oriente y solo podrán ser utilizados a otros fines con el consentimiento del Consejo de núcleo respectivo, quien lo participara al Consejo Universitario”

DEDICATORIA

Quiero dedicarle este trabajo de investigación de suma importancia para mí, Al que dejó su Trono y entregó su vida por todos.

Al que Su amor fue más allá y más allá de todo te entregaste para morir por mí, precioso Cordero, en Majestad inigualable.

Recibe adoración mi Señor Jesús, precioso Cordero Inmolado.

... bendito el varón que confía en Jehová, y cuya confianza es Jehová, porque será como el árbol plantado junto a las aguas, que junto a la corriente echará sus raíces, y no verá cuando viene el calor, sino que su hoja estará verde; en el año de sequía no se fatigará, ni dejará de dar frutos. Jeremías 17:7-8

AGRADECIMIENTOS

A Dios por ayudarme en todo momento y darme la fortaleza cada día.

A mi mamá quien me dio y da todo para hacerme quien soy.

A mis papás (Wilfredo y Mario) por su ayuda, esto también es de ustedes.

A mi tío Félix, siempre estabas cuando te necesité, gracias por tu apoyo.

A mis abuelas Carmen Becerra † (la cara chiquita) y Carmen Velásquez (la cara grande), por todo lo que me malcriaron.

A mis hermanos Amilca y Lucia, los quiero.

A mis tíos Joche, Juan y Marycarmen.

A Marcela, por esa ayuda idónea, tu me complementas, te amo.

A los Sres. Seijas por su confianza y apoyo.

A mis profesores Glorys López y Carlos Gomes, por su ayuda, preparación y especial trato, me ayudaron mucho, son excelentes profesores.

A mis amigos Alessandro, José Gregorio, Alisabel, Jesús, José C., Wilfredo, Daniel, Oswaldo, Luís Miguel, Alonso, Herman, Christopher, Arnaldo, Pedro H., Omar P., Lesly, Zenia, Gustavo, Carlos, Marianni, y Freddy.

RESUMEN

El presente trabajo de investigación se centró en analizar la distribución de esfuerzos en una prótesis total de cadera Aml DePuy no cementada, considerando los esfuerzos como posible causa de fallas. Para llevar a cabo este trabajo se recurrió a investigar datos referentes a: fisiología, anatomía y biomecánica de la articulación coxofemoral; luego se definieron las propiedades químicas y mecánicas de los materiales que componen la prótesis, con la finalidad de reunir la mayor cantidad de información para obtener resultados. Agregado a esto, se modeló la geometría de la prótesis, específicamente de los componentes femoral y acetabular de polietileno, utilizando para ello un software de diseño. Para generar el modelo de la prótesis en cuestión, se utilizó las avanzadas técnicas de diagnóstico por imagen como tomografía axial computada y Rayos X con la finalidad de obtener medidas con precisión. Luego se procedió a simular la operación de los componentes de la prótesis mediante un software de elementos finitos, considerando los modos de marcha que se ajustaran más a las actividades cotidianas del paciente, esto es, la condición en el ascenso y descenso de escaleras. Estas condiciones fueron consideradas por ser las que describían las condiciones de actividad más críticas practicadas por el paciente. Todos estos análisis se efectuaron con la finalidad de obtener los resultados necesarios y esclarecer la supuesta causa de falla. Se encontró que el diseño de los componentes protésicos (tanto acetábulo como vástago) se comportaban de forma elástica bajo cargas estáticas, y cuando estos se sometieron a cargas cíclicas, el componente acetabular presentó el menor ciclaje, siendo el componente más susceptible a sucumbir a los esfuerzos, lo cual corroboró que los esfuerzos dinámicos a los que estuvo sometida la prótesis Aml DePuy no cementada contribuyeron con su ruptura.

INDICE

RESOLUCIÓN	iv
DEDICATORIA	v
AGRADECIMIENTOS	v
AGRADECIMIENTOS	vi
RESUMEN	vii
INDICE.....	viii
CAPITULO I.....	12
EL PROBLEMA.....	12
1.1. Planteamiento del problema	12
1.2. Objetivos.....	14
1.2.1. Objetivo general	14
1.2.2. Objetivos específicos.....	14
CAPITULO II.....	15
MARCO TEORICO	15
2.1. Antecedentes.....	15
2.2. Biomecánica	16
2.3. Huesos	17
2.4. Tejido que conforma las articulaciones.....	18
2.4.1. Tejido conectivo	18
3.4.2. Tejido fibroso denso.....	18
2.4.3. Cartílago.....	19
2.4.4. Tejido óseo.....	19
2.5. Articulación coxofemoral.....	19
2.5.1. Acetábulo.....	21
2.5.2. Fémur.....	22
2.6. Funcionamiento de la cadera y fisiología articular.....	22

2.7. Movimientos de la cadera.....	23
2.7.1. Aducción.....	23
2.7.2. Abducción.....	24
2.7.3. Flexión.....	24
2.7.4. Extensión.....	24
2.7.5. Rotación Interna y Externa.....	24
2.8. Prótesis de cadera.....	25
2.8.1. Componente femoral:.....	26
2.8.1.1. Vástago:.....	26
2.8.1.2. Componente acetabular:.....	27
2.9. Fuerzas y momentos que actúan sobre la articulación de la cadera.....	27
2.10. Esfuerzos.....	29
2.10.1. Esfuerzos Normales.....	30
2.10.2. Esfuerzos cortantes.....	30
2.10.3. Esfuerzo cortante debido a torsión.....	31
2.10.4. Esfuerzos normales debido a flexión.....	32
2.10.5. Esfuerzos combinados.....	34
2.11. Propiedades mecánicas.....	36
2.11.1. Módulo de Elasticidad.....	36
2.11.2. Deformación elástica y plástica.....	37
2.11.3. Esfuerzo de Fluencia.....	38
2.11.4. Módulo de Poisson.....	39
2.12. Biomateriales para sustitución protésica.....	39
2.12.1. Biomateriales Metálicos.....	39
2.12.2. Aleaciones de Cromo-Cobalto.....	40
2.12.3. Biomateriales Poliméricos.....	42
2.12.4. Polietileno (PE).....	44
2.13. Técnica de diagnóstico por imagen.....	44
2.14. Teoría de Fallas.....	47

2.14.1. Criterio de von Mises.	47
2.14.2. Fallas por Fatiga.	48
2.15. Método de los elementos finitos	49
CAPITULO III	51
MARCO METODOLOGICO	51
3.1. Revisión bibliográfica.....	51
3.2. Determinación de las características fisiológicas, anatómicas y biomecánicas de la articulación de la cadera.	52
3.2.1 Características anatómicas y fisiológicas.	52
3.2.2 Características biomecánicas	54
3.3. Caracterización físicas, químicas, y mecánica de los materiales que componen la prótesis.....	60
3.4. Modelado de la prótesis	62
3.4.1. Modelado de componente acetabular	65
3.4.2. Modelado del componente femoral	67
3.5. Simulación de la operación de la prótesis.	68
3.5.1. Consideraciones de contorno.	68
3.5.2. Simulación asistida por procesador.	71
CAPITULO IV	74
ANALISIS DE LOS RESULTADOS	74
4.1. Análisis de sensibilidad de la malla.....	74
4.2. Fase i: análisis estático	78
4.2.1 Análisis estático del acetábulo en la condición subiendo escaleras .	78
4.2.2. Análisis estático del acetábulo en la condición bajando escaleras	82
4.2.3 Comparación de esfuerzos a distintos modos de marcha	83
4.2.4. Análisis estático del componente femoral en la condición subiendo escaleras	86
4.2.5 Comparación de esfuerzos a distintos modos de marcha	87
4.3. Fase ii: análisis dinámico.....	90

Análisis del acetábulo bajo cargas cíclicas	90
4.3.2 Análisis del vástago bajo cargas cíclicas	93
4.3.3 Posibles causas de falla atribuidas a los resultados hallados en los estudios de esfuerzos	95
CAPITULO V	97
CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES	97
5.1. conclusiones.....	97
5.2 Recomendaciones	100
BIBLIOGRAFIA CITADA	101
BIBLIOGRAFIA ADICIONAL	104
METADATOS PARA TRABAJOS DE GRADO, TESIS Y ASCENSO:	105

CAPITULO I

EL PROBLEMA

1.1. Planteamiento del problema

La biomecánica es una disciplina científica que tiene por objeto el estudio de las estructuras de carácter mecánico en los sistemas biológicos, específicamente del cuerpo humano. Una de las áreas de la biomecánica se enfoca en resolver problemas derivados de las diversas condiciones a las que puede verse sometido el sistema. Entre las diferentes posibles condiciones se encuentran anomalía, fracturas y mal funcionamiento de las articulaciones entre otras.

La ocurrencia de alguna de estas condiciones desencadena una serie de eventos complejos, tanto biológicos como biomecánicos, dirigidos a la restauración natural de las funciones. En incidentes donde la recuperación no es satisfactoria se considera la implantación (por medio de un proceso quirúrgico) de prótesis para realizar la función determinada que el cuerpo ha perdido, o la ejecuta de forma limitada o con mucho dolor para el paciente. Entre las articulaciones presentes en el cuerpo humano se encuentra la articulación coxofemoral, que conecta al fémur con la pelvis. Estas estructuras óseas están interconectadas de la siguiente forma: la cabeza del fémur, de forma semiesférica, encaja en el cotilo de la pelvis, que es una cavidad en el hueso de la cadera de forma también semiesférica como se muestra en la Fig. 1a. Cuando la articulación pierde su función de forma irreversible, es reemplazada por una prótesis de cadera, como se esquematiza en la Fig. 1b.

Teniendo en consideración el ascendente número de prótesis de cadera implantadas cada año en el mundo, y el creciente número de diseños introducidos al mercado, es necesario realizar los estudios donde se evalúen los diseños y se puedan hacer predicciones acerca de su comportamiento fisiológico y probabilidad de éxito

clínico. Para tal fin se emplean programas computacionales de diseño industrial basados en el método de los elementos finitos, los cuales son utilizados para realizar análisis donde se evalué el comportamiento elástico, y los esfuerzos, con éstos análisis es posible verificar un diseño con una aceptable confiabilidad antes de iniciar las tareas de fabricación, o corregir diseños ya existentes en aras de mejorar la calidad de vida de personas con implantes. Sin embargo, se registran casos donde estas prótesis de cadera han fallado después de su instalación. En tal sentido, en este trabajo, se estudiará una prótesis total de cadera no cementada tipo *AML DePuy* que fue implantada en un paciente para reemplazar un clavo intramedular instalado en su niñez para corregir las secuelas de una artrosis piógena causada por una acidosis metabólica, que produjo la degeneración de la cabeza femoral. El paciente presenta actualmente, a 12 años de la artroplastía, donde se le implantó la prótesis no cementada *AML DePuy*, el siguiente diagnóstico: prótesis coxofemoral derecha con signos de luxa fractura. Debido a esto la prótesis será extraída del paciente mediante un procedimiento quirúrgico.

A la prótesis, en sus condiciones originales, se le realizará un análisis de la distribución de esfuerzos, teniendo en cuenta las condiciones de cargas generadas durante las actividades del paciente. Para realizar el estudio propuesto, primeramente se procederá a crear el prototipo mediante un software de diseño industrial, empleando para ello las dimensiones reales del elemento protésico. Seguidamente, a éste modelo se le analizará, mediante un programa computacional de elementos finitos la distribución de esfuerzos para identificar zonas críticas, ya que posiblemente éstas favorecen los diferentes mecanismos de deterioro de la prótesis. Con éste trabajo se pretende identificar las zonas más vulnerables y conocer las posibles causas de falla de esta prótesis para así establecer pautas que no contribuyan a generar fallas en el futuro en este modelo de prótesis.

1.2. Objetivos

1.2.1. Objetivo general

Analizar la distribución de esfuerzos, mediante programa computacional de elementos finitos, de una prótesis total de cadera AML DEPUY no cementada, considerando esfuerzos como posible causa de falla.

1.2.2. Objetivos específicos

2.2.1) Determinar las características fisiológicas y anatómicas de la articulación de la cadera mediante documentación bibliográfica.

2.2.2) Caracterizar los materiales que componen el acetábulo y la cabeza femoral de la prótesis AML DEPUY no cementada.

2.2.3) Crear el modelo tridimensional computarizado de la prótesis total de cadera AML DEPUY no cementada.

2.2.4) Simular con un programa computacional de elementos finitos las condiciones fisiológicas de marcha de la prótesis. Tomando en cuenta el modo de marcha del paciente.

2.2.5) Realizar análisis estático y de fatiga a lo componentes de reemplazo de la articulación de la cadera AML DEPUY no cementada.

CAPITULO II

MARCO TEORICO

2.1. Antecedentes

Para el desarrollo de este trabajo se tomará como antecedente los siguientes trabajos de investigación:

Delgado M, y Espino J [1] se enfocaron en verificar si las condiciones de máxima carga o reacción en la cabeza femoral, producen los esfuerzos equivalentes máximos o, si en su defecto, alguna otra condición debida a la combinación de cargas pudieran producir un estado de esfuerzo mayor. Comprobándose que la situación de máxima carga produce el máximo esfuerzo.

Granado, G. y Cruces, F [2] construyeron un equipo de ensayo de fatiga a flexo-compresión para dispositivo de fijación de fémur humano, para representar las combinaciones de cargas a las cuales se ve sometido el fémur. Para esto se determinó las características biomecánicas esqueléticas de la articulación coxofemoral, y de igual modo se determinaron las condiciones de cargas a la cual se encuentra sometido el hueso femoral. Por último se realizaron las respectivas pruebas de funcionamiento para validar el equipo construido.

Casaña, J [3] determinó el campo de deformación y esfuerzo generado en la punta del dedo índice al indentarlo. Para ello se desarrolló un modelo del dedo índice considerando su geometría, utilizando para ello software de elementos finitos. Los resultados de esta investigación presentan una referencia cuantitativa para estudios posteriores enfocados a un mejor conocimiento del sentido táctil del dedo humano y como herramienta metodológica para estudios posteriores biomecánicos.

Graterol, H.[4] analizó la relación que tiene la adherencia entre el implante y el cemento sobre el patrón de esfuerzos para poder así establecer por qué fracturó el vástago en la prótesis de cadera cementada. Se encontró que en uno de los patrones estudiados se genera una alta concentración de esfuerzo en la zona de fractura lo que propició la misma, y que además, incluyendo en la investigación un estudio de fatiga que demuestra que la falla ocurre por fatiga en la zona de más alta concentración de esfuerzo en el metal. Para poder realizar esta investigación se tuvo que modelar el componente femoral con software de diseño para luego utilizar el método de elementos finitos para obtener la distribución de esfuerzos.

Pereira, F [5] relacionó la corrosión existente en un componente femoral, con los diferentes patrones de esfuerzos. Encontrándose que los mapas de esfuerzos se pronunciaron de forma progresiva a las zonas críticas atacadas por la corrosión, para lograr estos resultados se tuvo que modelar la prótesis con el software de elementos finitos, investigar sobre el material del componente femoral. Concluyendo que la energía almacenada en la deformación aceleró un proceso de corrosión.

2.2. Biomecánica

Es una disciplina científica que tiene por objeto el estudio de las estructuras de carácter mecánico que existen en los seres vivos (fundamentalmente del cuerpo humano). Esta área de conocimiento se apoya en diversas ciencias biomédicas, utilizando los conocimientos de la mecánica, la ingeniería, la anatomía, la fisiología y otras disciplinas, para estudiar el comportamiento del cuerpo humano y resolver los problemas derivados de las diversas condiciones a las que puede verse sometido. La biomecánica está íntimamente ligada a la biónica y utiliza algunos de sus principios, ha tenido un gran desarrollo en relación con las aplicaciones de la ingeniería a la medicina, la bioquímica y el medio ambiente, tanto a través de modelos matemáticos

para el conocimiento de los sistemas biológicos como en lo que respecta al reemplazo articular (prótesis) u órganos del cuerpo humano y también en la utilización de nuevos métodos de diagnósticos[6].

2.3. Huesos

El hueso es un órgano firme, duro y resistente que forma parte del endoesqueleto de los vertebrados. Está compuesto principalmente por tejido óseo, un tipo especializado de tejido conectivo constituido por células, y componentes extracelulares calcificados (ver Fig 2.1a). Los huesos también poseen cubiertas de tejido conectivo (periostio) y cartílago (carilla articular), vasos, nervios, y algunos contienen tejido hematopoyético y adiposo (médula ósea) como se muestra en la Fig. 2.1 b correspondiente al corte transversal de fémur. Los huesos poseen formas muy variadas y cumplen varias funciones. Estos se caracterizan por tener una estructura interna compleja por ser muy funcional, que determina su morfología, livianos aunque muy resistentes y duros. El conjunto total y organizado de las piezas óseas (huesos) conforma el esqueleto o sistema esquelético. Cada pieza cumple una función en particular y de conjunto en relación con las piezas próximas a las que está articulada [7].

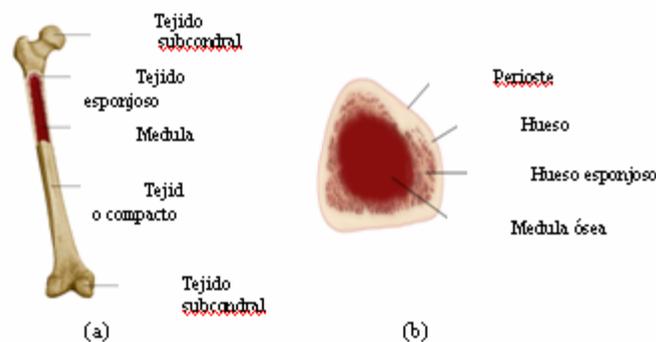


Figura 2.1. Morfología ósea; a) fémur b) corte transversal del fémur [19].

2.4. Tejido que conforma las articulaciones

La complejidad de los tejidos vivos hace que las articulaciones del cuerpo humano sean únicas y difíciles de replicar, ya que estos tejidos son capaces de modificar su estructura como respuesta a las cambiantes demandas ambientales o funcionales. Además, los tejidos, requieren vías de nutrición específicas y están sujetos a la aparición de posibles lesiones, enfermedades y procesos de envejecimiento.

2.4.1. Tejido conectivo

Es el principal componente tisular de las articulaciones que puede adoptar la forma de cartílago, capsulas articulares, ligamento, tendones, discos, placas, meniscos y huesos sesamoideos. A su vez, los componentes óseos están formados por tejido conectivo. Tanto la estructura anatómica como la microarquitectura adoptada por el tejido conectivo son muy variadas y en la actualidad todavía se encuentra en fase de estudio el comportamiento biomecánico de los ligamentos, capsula articulares y tendones. Los tipos de tejidos que se consideran a continuación son el tejido fibroso denso, el cartílago y el hueso.

3.4.2. Tejido fibroso denso.

Tanto los ligamentos que conectan componentes óseos entre sí como los tendones que conectan hueso con músculo están formados por tejidos fibrosos denso de disposición regular constituyendo estructuras muy complejas con características funcionales únicas. Los principales componentes de las sustancias intercelulares es el colágeno, proteína que presenta una resistencia a tracción semejante a la del acero y la elastina. En los ligamentos, las fibras de colágeno se entremezclan con las de elastina, mientras que en los tendones son las de colágeno las que predominan.

2.4.3. Cartílago.

El cartílago es un tipo de tejido conectivo relativamente sólido. Mas resistente que el tejido conectivo fibroso y mas resiliente que el hueso. El esqueleto inmaduro (edades tempranas) está compuesto casi por completo por cartílago, pero en el esqueleto adulto la mayor parte de cartílago ha sido reemplazada por hueso. En los adultos, las pocas zonas en la que persiste el tejido cartilaginoso son aquellas en las que los tejidos blandos necesitan una estructura de soporte y en las propias articulaciones. En las articulaciones se pueden encontrar dos tipos de cartílagos: hialino y fibrocartilaginoso, el primero es el que forma la cubierta externa epifisaria de los huesos largo dando lugar a una suave superficie articular entre dos huesos, se ubican en las articulaciones móviles y son capaces de soportar y distribuir cargas, el segundo forma el cemento de unión en aquellas articulaciones que permiten un limitado rango de movimiento y es típico de los discos intervertebrales, meniscos.

2.4.4. Tejido óseo.

El tejido óseo es el tejido más resistente y está compuesto de tejido conectivo fibroso embebido en una matriz sólida de minerales, calcio y fósforo. Posee características elásticas y una elevada rigidez que, por un lado, protege a órganos vitales de posibles traumatismos y, por otro, presenta un cierto grado de flexibilidad además de permitir remodelación y modelado del mismo como respuesta a distintos niveles de carga. [7]

2.5. Articulación coxofemoral

El término articulación designa las estructuras que unen 2 o más huesos. Muchas articulaciones permiten el movimiento entre los huesos. Son estructuras tan sólidas como los huesos que unen. Otra función de la articulación es permitir el crecimiento de los huesos.

Las demandas funcionales de las actividades propias de los seres humanos imponen un amplio espectro de problemas mecánicos, y como respuesta a esto, cada articulación ha desarrollado su propia disposición de hueso, músculo, ligamento y tejido conectivo enfocado a la actividad que realiza.

La articulación de la cadera que recibe el nombre de articulación coxofemoral, es una típica diartrodia (simular a la forma en que encajan los puzzle) constituida por una cabeza que encaja en una cavidad (la cabeza femoral y porción acetabular del coxal), unida al resto del hueso por una porción estrecha llamada cuello femoral, como se muestra en la Fig. 2.2

Por parte del ilíaco hay una superficie articular, la cavidad acetabular que aloja a la porción correspondiente de la cabeza femoral y, por lo tanto, es una estructura hueca que termina en la llamada ceja cotiloidea. Toda esta superficie se encuentra recubierta de cartílago, excepto en la porción denominada trasfondo del acetábulo que no tiene contacto con la cabeza femoral y que se abre hacia abajo a nivel de la unión isquiopúbica por donde emerge el ligamento redondo. Ver Fig. 2.2a[7].

Esta superficie acetabular se encuentra circunscrita por una estructura fibrocartilaginosa denominada rodete cotiloideo que cubre totalmente la caja cotiloidea y que pasa sobre la isquiopúbicas en forma de puente, constituyendo el ligamento transversal del acetábulo. Este rodete cotiloideo por su morfología y su ubicación aumenta en forma importante la superficie articular del acetábulo[7].

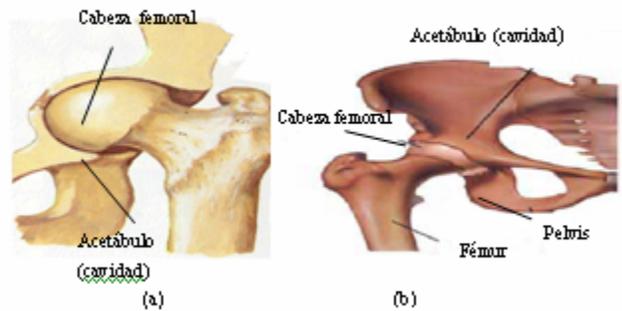


Figura 2.2 Articulación coxofemoral a) Superficies articulares y b) Articulación de la cadera [19]

2.5.1. Acetábulo

Es la porción articular cóncava de la superficie de la pelvis, formada por el ilion, el isquion y el pubis, a la cual se articula la cabeza del fémur[7]. El isquion constituye las 2/5 partes de esta estructura acetabular, formando el límite inferior y lateral. El ilion forma el límite superior, proporcionando algo menos de 2/5 partes. El resto está formado por el pubis en la línea media, como se muestra en la Fig. 2.2a.

El acetábulo está delimitado por un prominente margen asimétrico en la parte superior, grueso y fuerte que sirve para conectar el ligamento glenoideo que estrecha el orificio y ahonda la superficie para formar la articulación de la cadera. En la parte inferior del acetábulo se encuentra la muesca acetabular, la cual continúa formando una depresión circular, la fosa acetabular al fondo de la cavidad como se muestra en la Fig. 2.2b y 2.3. El resto del acetábulo está constituido por una superficie curva en forma de luna creciente donde la articulación se une a la cabeza femoral. Su equivalente en la faja pectoral es la fosa glenoidea.[7]



Figura 2.3 corte longitudinal de la articulación coxofemoral[19]

2.5.2. Fémur

Es el hueso del muslo, el segundo segmento del miembro inferior. Es el hueso más largo, fuerte y voluminoso del cuerpo en todos los mamíferos. Se encuentra debajo del glúteo y por detrás del cuádriceps, es un hueso largo y asimétrico. La porción del fémur que integra la articulación coxofemoral es la apófisis proximal de este hueso, la cabeza femoral, que se adapta a la cavidad acetabular y tiene forma esférica, se limita por una estructura aplomada de adelante a atrás (cuello femoral), que se une al resto de este hueso y que posee dos bordes, el superior casi horizontal y el inferior en forma de arco inclinado que termina sobre una saliente ósea, trocánter menor; saliente que junto con la gran prominencia ósea trocánter mayor, constituye la región trocántera que se estrecha en forma paulatina para formar la diáfisis femoral (véase Fig. 2.3 y Fig. 2.2a)[7].

2.6. Funcionamiento de la cadera y fisiología articular

La cadera es la articulación proximal (cercana al torso coxal) del miembro inferior. Su función es la de orientarlo en todas las direcciones del espacio, para que este se disloque por esto está dotada de tres ejes y de tres sentidos de libertad ya que

es una de las pocas articulaciones que tiene este rango de movimiento (véase Fig. 2.4), estos son :XOX, YOY y OZ

Al eje trasversal XOX situado en el plano frontal, alrededor del cual se efectúan los movimientos de flexión-extensión.

Al eje anteroposterior YOY situado en el plano sagital que pasa por el centro de la articulación, alrededor del cual se efectúan los movimientos de abducción-aducción.

Al eje vertical OZ, Este eje longitudinal permite los movimientos de rotación externa-rotación interna

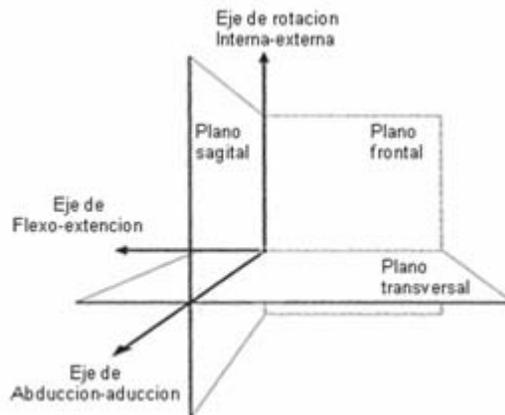


Figura 2.4. Planos y ejes principales en la articulación de la cadera [18]

2.7. Movimientos de la cadera

Para poder facilitar el entendimiento de los diferentes movimientos se recomienda a medida que el lector avanza observe la Fig. 2.5.

2.7.1. Aducción

Movimiento de separación de una parte del cuerpo respecto al plano de simetría -sagital- de éste. Por lo tanto es un movimiento de dirección transversal. Por ejemplo, es el movimiento que se hace con la pierna hacia adentro del plano sagital.

2.7.2. Abducción

El movimiento opuesto a la abducción es la aducción. Movimiento por el cual un miembro u otro órgano se aleja del plano medio que divide imaginariamente el cuerpo en dos partes simétricas.

2.7.3. Flexión

Es el movimiento por el cual los huesos u otras partes del cuerpo se aproximan entre sí en dirección anteroposterior, paralela al plano sagital.

La flexión es consecuencia de la contracción de uno o más músculos *flexores*.

2.7.4. Extensión

Es un movimiento de separación entre huesos o partes del cuerpo, en dirección anteroposterior. Es lo opuesto a la flexión.

2.7.5. Rotación Interna y Externa

A la rotación interna también se le llama rotación medial, porque se dirige hacia la línea media del cuerpo, y a la Externa se le conoce como rotación distal porque se separa de la línea media.

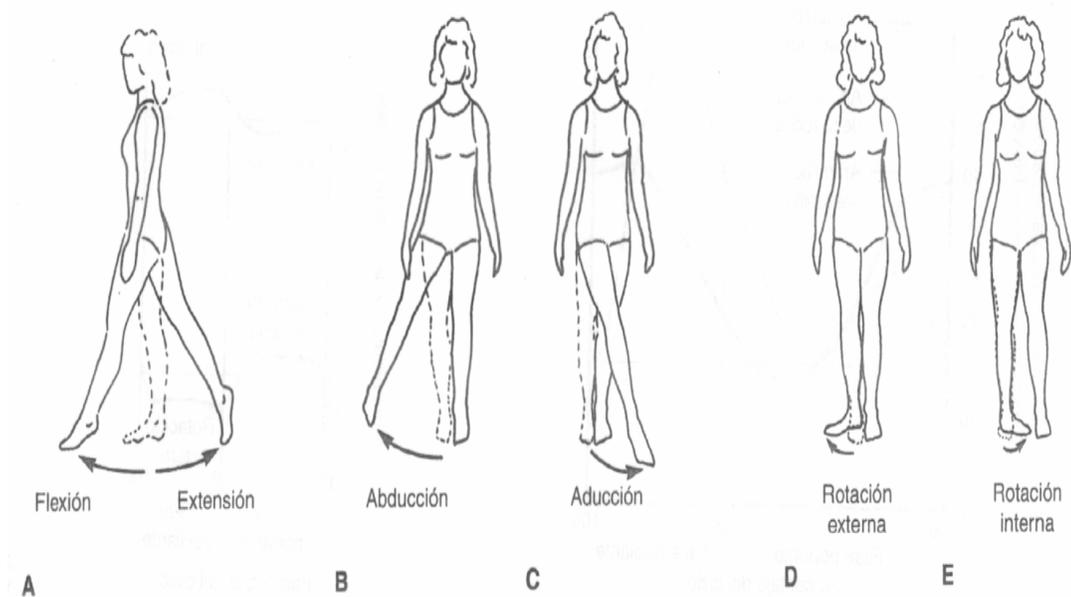


Figura 2.5 Principales movimientos de la cadera. a) flexión –extensión. b) abducción. c) aducción. d) rotación externa. e) rotación interna[18]

2.8. Prótesis de cadera

Una prótesis es un dispositivo que se implanta para realizar una determinada función que el cuerpo ha perdido o la realiza de forma limitada. Cuando la articulación de la cadera presenta alguno de los síntomas antes nombrados se sustituyen tanto la cabeza femoral como el cotilo por una prótesis de cadera, que está compuesta por: 1) La parte que se ancla en el fémur; se llama vástago, y se le añade una semiesfera o cabeza, que es la parte articular. El vástago se ancla al hueso haciendo que su superficie sea rugosa o recubriéndola de hidroxiapatita que facilitan la osteo integración. Si el hueso es de mala calidad el anclaje se realiza mediante una capa de cemento especial entre el vástago y el hueso. 2) El cotilo protésico, tiene una parte que se ancla a la pelvis y una pieza de polietileno que es la que contacta con la

cabeza protésica como se muestra en la Fig. 2.6. El anclaje al hueso puede ser a presión hasta que se osteointegre.

Para su fabricación se utilizan aleaciones metálicas, titanio, materiales cerámicos y polímeros. Hoy por hoy sólo estos materiales presentan las condiciones más adecuadas de resistencia, durabilidad y comportamiento ante los esfuerzos que sufrirán una vez implantados en el cuerpo humano[8].

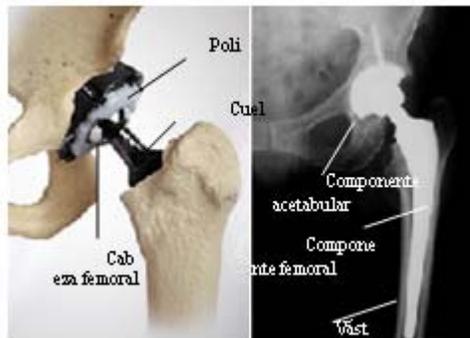


Figura 2.6 Prótesis total de cadera AML DEPUY no cementada a) vista de la prótesis insertada; b) vista de rayos x de la prótesis[6].

2.8.1. Componente femoral:

Está compuesto de dos partes, diseñadas teniendo en cuenta las distintas propiedades y solicitudes que deban soportar: el vástago, cuello, esfera.

2.8.1.1. Vástago:

Este es el elemento que se encuentra fijo en el fémur por medio de osteointegración válida para el caso que se estudió, se fabrica mayormente de aleación de CoCrMo por su alta resistencia a la corrosión, que es debida a una capa de óxido que recubre la superficie e impide una reacción química con el hueso que lo rodea, también su alta resistencia por densidad frente a las demás aleaciones. 2) cabeza de contacto articular, se fabrica de la misma aleaciones de cobalto material que tiene

una alta resistencia al desgaste, fatiga y tensión última que hacen apropiada su elección para la fabricación de dispositivos que van a estar implantados por largos periodos de tiempo, es decir sometidos a cargas cíclicas sin llegar a fracturar ver Fig. 2.6.

2.8.1.2. Componente acetabular:

Este componente esta conformado por dos dispositivos: cotilo y acetábulo 1) **cotilo** este está fijo a la cadera en la cúpula acetabular por medio de osteointegración y es fabricado de aleación de cromo. 2) Para la superficie de contacto se usa un **acetábulo** fabricado de polietileno de ultra alta densidad UHMWPE por sus propiedades antifricción (ver Fig. 2.6).

2.9. Fuerzas y momentos que actúan sobre la articulación de la cadera.

La fuerza y el momento global que actúa sobre la articulación de la cadera son el resultado neto de las contribuciones de los músculos y ligamentos que partiendo de un nivel por encima de la cadera se insertan distalmente en el miembro inferior, junto con la fuerza de contacto entre la cabeza femoral y el acetábulo. Todos estos elementos contribuyen a crear un estado de fuerza y momento global para contrarrestar el peso propio del miembro inferior, la acción del contacto del miembro inferior con el suelo y la fuerza de inercia necesaria para ejecutar el movimiento que esté realizando el miembro inferior, en caso de que éste no se encuentre en reposo.

De una forma simplista y no rigurosa, se puede expresar la doble relación:

$$F_{\text{músculos}} + F_{\text{ligamentos}} + F_{\text{hueso}} = F_{\text{global}} + M_{\text{global}} = F_{\text{gravedad}} + F_{\text{contacto}} + F_{\text{inercia}}$$

(Ec.2.1)

El análisis de esfuerzos más simple de la articulación de la cadera es el realizado durante la bipedestación simétrica. En base a los datos antropométricos y

másicos del trabajo clásico de Braune y Fischer [20] para un sujeto de 75.1 kg de peso y 170 cm de altura, la masa del tronco, cabeza y miembros superiores (51.09 kg) es soportado por igual por las 2 caderas (Fig. 2.7) originando un estado de esfuerzos en las mismas equivalente a una fuerza R de 25.545 kg más un momento M indeterminado, como efectivamente podemos percibir si nos colocamos en posición de bipedestación simétrica y realizamos una contracción isométrica de intensidad variable.

La anterior indeterminación es sin duda debida al reparto de cargas entre 2 complejos articulares simétricos capaces de soportar fuerzas y momentos. Lo que también es cierto, es que si adoptamos esta posición intentando relajar al máximo la musculatura de la cadera, el momento M en el plano frontal será despreciable. Adicionalmente, si efectuamos de forma consciente una contracción voluntaria en una de nuestras caderas, en esta posición simétrica, de forma que la misma se encuentre sometida a un momento, la cadera contralateral, aun de forma involuntaria, se verá sometida a un momento de la misma magnitud y de sentido opuesto, para mantener el equilibrio.

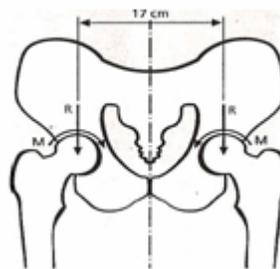


Figura 2.7. Diagrama del cuerpo libre de la articulación coxofemoral[20]

Si el sujeto se encuentra en posición estática, pero con un solo pie de apoyo (Fig. 2.7), la cadera de apoyo se ve sometida al peso de todo el cuerpo menos el del miembro inferior en apoyo (63.095 kg). Además, dicha fuerza actúa sobre el centro

de gravedad de la porción del cuerpo soportado por la cadera, cuya localización dependerá de la posición que el sujeto adopte. En el plano frontal, en particular, adoptamos generalmente posiciones de equilibrio cuando estamos parados, de forma que situamos dicho centro de gravedad en la vertical de la cadera, para que el momento generado por esta fuerza sea nulo. Es más, tendemos a alinear el centro de gravedad con el centro de la cadera y con la planta del pie, ya que la capacidad de la planta del pie para soportar momentos es muy reducida. Sin embargo, durante la marcha, al mantener posiciones dinámicas que se ven rápidamente equilibradas por el apoyo futuro del miembro inferior contra lateral no efectuamos estos extraños equilibrios en el plano frontal y, de forma aproximada, el peso corporal actúa a una distancia entre 9.82 y 10.99 cm [21] respecto del centro de la cadera en el plano frontal, lo que supone que la cadera está sometida a un momento aductor entre 620 y 693 kgcm. Estos cálculos simplistas, obviamente se refieren a posiciones estáticas ya que no han tenido en consideración las fuerzas de inercia en el plano frontal.

2.10. Esfuerzos

La fuerza por unidad de área, o intensidad de las fuerzas distribuidas sobre una sección dada, se conoce como el esfuerzo en dicha sección y se designa por la letra griega σ (sigma). El esfuerzo en un elemento de sección transversal de área A sometido a una fuerza axial P se obtiene dividiendo la magnitud P de la carga entre el área A perpendicular a la fuerza:

$$\sigma = \frac{P}{A} \quad (\text{Ec.2.2})$$

Un signo positivo indicará un esfuerzo de tensión (elemento en tensión) y un signo negativo señalará un esfuerzo de compresión (elemento comprimido)[9].

2.10.1. Esfuerzos Normales

Considerando un elemento que está sometido a una o varias fuerzas en sus extremos y éstas están dirigidas a lo largo de su eje longitudinal (normalmente la sección transversal de la cual se calcula el esfuerzo normal es un plano perpendicular a este eje), decimos que el elemento está sometido a carga axial (véase Fig 2.8-a) y la fuerza interna es por tanto normal al plano de la sección (véase Fig 2.8-b) [9].

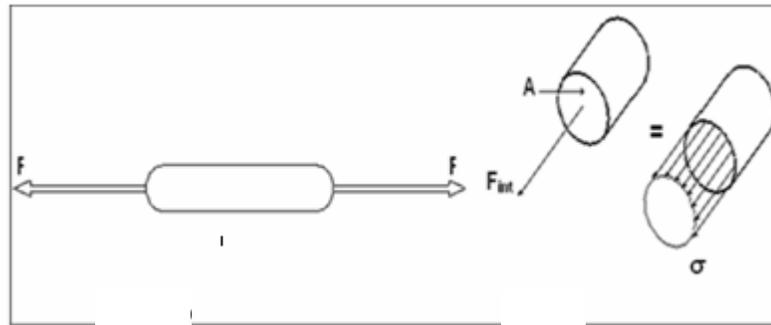


Figura. 2.8 Representación del esfuerzo normal[7].

Así, la Ec. (2.2) produce el esfuerzo normal en un miembro sometido a carga axial, a compresión si el sentido de la fuerza interna es hacia la superficie de la pieza y a tensión si es en sentido contrario. [9]

2.10.2. Esfuerzos cortantes

Un tipo muy diferente de esfuerzo se obtiene al aplicar fuerzas transversales a un elemento. Considerando un elemento “A-B”, como el de la Fig. 2.9, se le aplican cargas transversales P y P' [9].

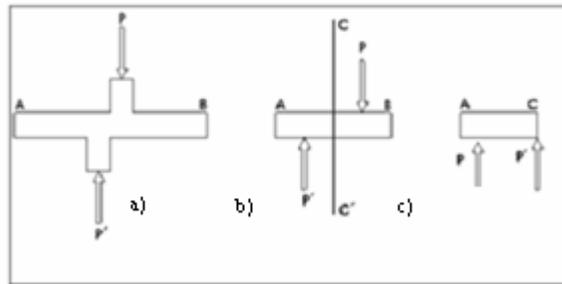


Figura. 2.9 Representación del esfuerzo cortante [7].

Haciendo un corte transversal C-C' como muestra la Fig (2.9-b) se obtiene el diagrama de la porción A-C mostrada en la Fig (2.9-c). Se concluye que deben existir fuerzas internas paralelas al plano de la sección y que su resultante es igual a P. Estas fuerzas internas elementales son las llamadas fuerzas cortantes y la magnitud P de su resultante es el cortante de la sección. Dividiendo el cortante P entre el área A de la sección transversal, se obtiene el esfuerzo cortante medio de la sección, designado por la letra griega τ (tau). [9]

$$\tau = \frac{P}{A} \quad (\text{Ec2.3})$$

2.10.3. Esfuerzo cortante debido a torsión

En ingeniería, torsión es la sollicitación que se presenta cuando se aplica un momento sobre el eje longitudinal de un elemento constructivo o prisma mecánico, como pueden ser ejes o, en general, elementos donde una dimensión predomina sobre las otras dos, aunque es posible encontrarla en situaciones diversas.

La torsión se caracteriza geoméricamente porque cualquier curva paralela al eje de la pieza deja de estar contenida en el plano formado inicialmente por la dos curvas. En lugar de eso una curva paralela al eje se retuerce alrededor de él. El estudio general de la torsión es complicado porque bajo ese tipo de sollicitación la

sección transversal de una pieza en general se caracteriza por dos fenómenos y se representa con la letra T:

Aparecen tensiones tangenciales paralelas a la sección transversal. Si estas se representa por un campo vectorial sus líneas de flujo "circulan" alrededor de la sección ver Fig. 2.10.

Cuando las tensiones anteriores no están distribuidas adecuadamente, cosa que sucede siempre a menos que la sección tenga simetría circular, aparecen alabeos seccionales que hacen que las secciones transversales deformadas no sean planas.

$$\lambda_T \approx L \sqrt{\frac{GJ}{EI_w}} \quad (\text{Ec 2.4})$$

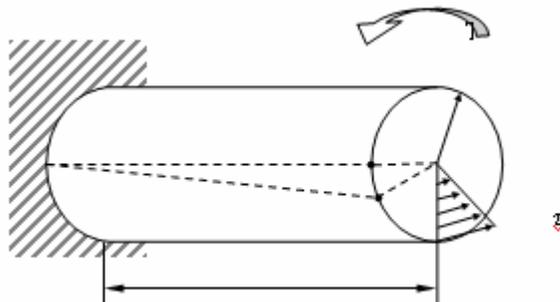


Figura 2.10. Esquematación del ensayo de torsión [fuente propia]

2.10.4. Esfuerzos normales debido a flexión

Si un elemento está sometido a pares iguales y opuestos que actúan en el mismo plano longitudinal, se dice que está a flexión pura, como se muestra de forma detallada en la Fig. 2.11-a.

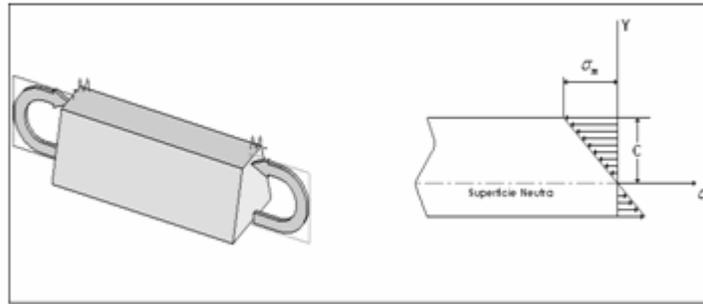


Figura. 2.11 Representación del esfuerzo debido a flexión a) Representación 3D de elemento a flexión
b) Diagrama de cuerpo libre [7].

En estos casos el eje neutro pasa por el centroide de la sección, siendo el primer momento de esta sección transversal con respecto al eje neutro igual a cero. Observándose una variable I , que es el momento de inercia, o segundo momento, de la sección transversal con respecto al eje centroidal perpendicular al plano del par M . La ecuación utilizada para este tipo de esfuerzos producido por flexión ver Fig. 2.11-b

$$\sigma_m = \frac{MC}{I} \quad (\text{Ec.2.5})$$

Siendo σ_m el esfuerzo máximo para la distancia C correspondiente a la última fibra con respecto al eje neutro (véase Fig. 2.11-b). Con la ecuación (2.4) podemos obtener también el esfuerzo normal σ_x a cualquier distancia y del eje neutro, colocando el momento correspondiente que actúa en ese punto.

$$\sigma_x = -\frac{My}{I} \quad (\text{Ec.2.6})$$

Se verifica que el esfuerzo es de compresión ($\sigma_x < 0$) por encima del eje neutro ($y > 0$) cuando el momento M es positivo y de tensión cuando M es negativo (véase Fig. 2.12).

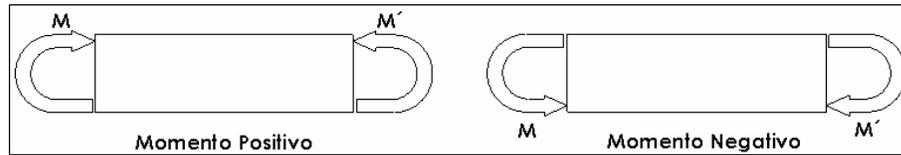


Figura. 2.12 Nomenclatura de Signo para Momento Flector [Fuente: Propia]

Volviendo a la ecuación (2.4), se nota que la razón I/C depende solo de la geometría de la sección transversal. Esta relación se denomina módulo elástico de la sección y se representa por la letra S , de la siguiente forma:

$$S = \frac{I}{C} \quad (\text{Ec.2.7})$$

Sustituyendo S por I/C en la ecuación (2.4), se escribe esta en la forma alternativa:

$$\sigma_m = \frac{M}{S} \quad (\text{Ec.2.8})$$

Como el diseño de una viga lo determina el esfuerzo normal máximo σ_m , usualmente en una viga no prismática el diseño será óptimo si el módulo $S = I/C$ de toda sección transversal satisface la ecuación $\sigma_m = M/S$, donde σ_m en este caso es igual al esfuerzo admisible. Resolviendo para S tenemos

$$S_{req} = \frac{M}{\sigma_{adm}} \quad (\text{Ec.2.9})$$

Donde M es el momento flector en la sección correspondiente. Una viga diseñada de esta manera es una viga de resistencia constante[10].

2.10.5. Esfuerzos combinados

Los esfuerzos simples, según se definen en la teoría de flexión y torsión, se hallan en planos normales o paralelos a la línea de acción de las fuerzas. Sin embargo, los esfuerzos normales, así como los de corte, pueden existir en otras direcciones, este es el caso de los esfuerzos en un plano o esfuerzos bidimensionales. Una partícula de

un miembro cargado contendrá esfuerzos normales y de corte como se ilustra en la Fig. 2.13, los cuatro esfuerzos cortantes deben ser de la misma magnitud para satisfacer el equilibrio.

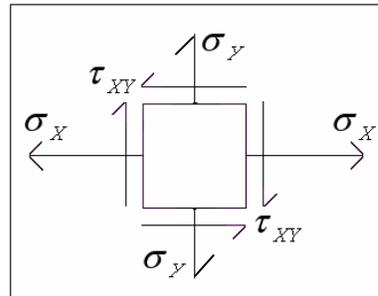


Figura. 2.13 Esfuerzos normales y de corte en la fibra de un elemento cargado [Fuente: Propia]

Debe usarse una convención de signos, un esfuerzo de tracción es positivo mientras que uno de compresión es negativo. Un esfuerzo de corte es positivo, cuando está dirigido como el de la Fig. 2.13, es decir, cuando los esfuerzos de corte sobre los planos verticales forman un par con el sentido del movimiento de las manecillas del reloj. En la teoría de esfuerzos combinados los planos principales contienen los esfuerzos principales, estos esfuerzos normales máximos y mínimos se obtienen por la siguiente ecuación [10].

$$\sigma_1, \sigma_2 = \frac{\sigma_x + \sigma_y}{2} \pm \sqrt{\left(\frac{\sigma_x - \sigma_y}{2}\right)^2 + \tau_{xy}^2} \quad (\text{Ec.2.10})$$

Y actúan sobre el plano definido por:

$$\tan(2\theta) = \frac{2\tau_{xy}}{\sigma_x - \sigma_y} \quad (\text{Ec.2.11})$$

2.11. Propiedades mecánicas

Para analizar la aplicación de un material, se debe determinar sus características más importantes. ¿Debe ser resistente, rígido o dúctil?, ¿Se someterá a una aplicación donde se presente un gran esfuerzo o una fuerza intensa repentina, o gran esfuerzo a temperatura elevada, o esfuerzos cíclicos, o a condiciones corrosivas o abrasivas?. Una vez conocidas las propiedades requeridas, se puede hacer una selección preliminar del material adecuado usando diversas bases de datos. Sin embargo, se debe conocer cómo se obtienen las propiedades que caracteriza a los materiales, saber qué significan las propiedades y darse cuenta de que las propiedades que aparecen se obtienen en ensayos idealizados que podrán no adecuarse en forma exacta a las aplicaciones técnicas de la vida real. Los materiales con la misma composición química y otras propiedades iguales pueden tener propiedades mecánicas muy distintas, dependiendo de su microestructura. Además, los cambios de temperatura, la naturaleza cíclica de los esfuerzos aplicados, los cambios químicos causados por oxidación, corrosión o erosión, los cambios microestructurales debidos a la temperatura, el efecto de posibles defectos introducidos durante las operaciones de maquinado (rectificación, soldadura, corte, etc.), u otros factores, también pueden tener un gran efecto sobre el comportamiento mecánico de los materiales

2.11.1. Módulo de Elasticidad

En muchos materiales, el esfuerzo y la deformación dentro del rango elástico, siguen una ley lineal. La pendiente en la porción lineal de la curva esfuerzo deformación unitaria de la Fig. 2.14 contra deformación unitaria a tensión define al módulo de Young o módulo de elasticidad (**E**) de un material. Las unidades de **E** se miden en pascales (Pa) o en libras por pulgada cuadrada (psi), las mismas que las del esfuerzo.

$$E = \frac{\sigma}{\varepsilon} \quad (\text{Ec.2.12})$$

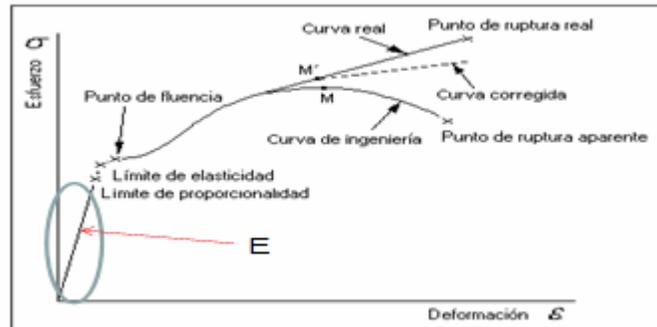


Figura 2.14 curva de esfuerzo deformación [16]

2.11.2. Deformación elástica y plástica.

La deformación (unitaria) elástica se define como una deformación restaurable debido a un esfuerzo aplicado. La deformación es "elástica" si se desarrolla en forma instantánea; es decir, se presenta tan pronto como se aplica la fuerza, permanece mientras se aplica el esfuerzo y desaparece tan pronto como se retira la fuerza. Un material sujeto a una deformación elástica no muestra deformación permanente; es decir, regresa a su forma original cuando se retira la fuerza o el esfuerzo.

La deformación permanente en un material se llama **deformación plástica**. En este caso, cuando se quita el esfuerzo, el material *no* regresa a su forma original

Al aplicar esfuerzo a un material, éste muestra primero una deformación elástica. La deformación que se produce desaparece por completo cuando se elimina el esfuerzo aplicado. Sin embargo, al continuar aumentando el esfuerzo aplicado, el material comienza a mostrar deformación tanto elástica como plástica. Al final, el

material "cede" al esfuerzo aplicado. Todo este comportamiento puede evidenciarse en la curva esfuerzo-deformación (ver Fig 2.14)

2.11.3. Esfuerzo de Fluencia

El valor crítico del esfuerzo necesario para iniciar la deformación plástica se llama **límite elástico** del material. En los materiales metálicos, éste es normalmente el esfuerzo necesario para iniciar el movimiento de las dislocaciones o deslizamiento. En los materiales poliméricos, este esfuerzo corresponde al desenredo de las cadenas moleculares del polímero o al deslizamiento de las cadenas entre si. El **límite de proporcionalidad** se define como el valor del esfuerzo arriba del cual la relación entre esfuerzo y deformación ingenieriles no es lineal. (Ver Fig. 2.14)

Los valores medidos dependen de la sensibilidad del equipo que se usa. En consecuencia, se define un valor convencional de deformación plástica (normalmente 0.002 o 0.2%, pero no siempre). A continuación, se traza una recta comenzando en este valor desplazado, paralela a la parte lineal de la curva esfuerzo-deformación ingenieril. El valor de esfuerzo que corresponde al cruce de esa recta y la curva de esfuerzo-deformación ingenieril se le define como la **resistencia a la cedencia** y el procedimiento que se ha descrito para determinarlo se le conoce como criterio "offset" o de deformación plástica convencional.

Cuando se diseñan partes para aplicaciones sujetas a cargas dinámicas, es preferible que haya muy poca o ninguna deformación plástica. En consecuencia, se debe seleccionar un material tal que el esfuerzo de diseño sea bastante menor que la resistencia de cedencia a la temperatura a la que deberá usarse el material. También se puede hacer mayor la sección transversal del material, para que la fuerza aplicada produzca un esfuerzo bastante menor que la resistencia

2.11.4. Módulo de Poisson

Es el cociente de la deformación elástica longitudinal producida por un esfuerzo de tensión o compresión simple, entre la deformación lateral que sucede simultáneamente [11], correspondiente a la ecuación:

$$\nu = -\frac{\varepsilon_x}{\varepsilon_z} = -\frac{\varepsilon_y}{\varepsilon_z} \quad (\text{Ec 2.13})$$

2.12. Biomateriales para sustitución protésica

La ciencia de los biomateriales es la rama de la ingeniería biomédica que se encarga del estudio de la síntesis, composición y evaluación de los materiales empleados para la fabricación de dispositivos que entran en contacto con los tejidos de los seres vivos, considerando no solo las reacciones entre ellos, sino también los cambios a nivel estructural como a nivel de propiedades de los mismos. Los biomateriales deben ser compatibles con los tejidos a nivel mecánico, en término de resistencia mecánica y propiedades de fatiga; a nivel químico y farmacológico, además de ser estables, y no presentar reacciones alérgicas, carcinógenas o tóxicas.

Los biomateriales se pueden clasificar, dependiendo del modo de obtención (sintético o natural), permanencia en el cuerpo (permanente o transitorio), según el tipo donde van a ser implantados (blandos o duros), y según la especialidad médica. Para este caso no es de interés clasificarlos, mas bien es de interés identificarlos, para así poder resaltar las propiedades por la cuales son seleccionados para este tipo de aplicación.

2.12.1. Biomateriales Metálicos

La mayoría de los materiales metálicos empleados para la fabricación de implante como el Hierro, Cromo, Níquel, Titanio, Cobalto y Molibdeno pueden ser tolerados por el cuerpo en pequeñas cantidades porque alteran la química sanguínea generando malestar. Los metales tienden deteriorarse por oxidación en contacto con el aire o por corrosión in vivo, pasando a un estado de menor energía. Este proceso desencadena normalmente un debilitamiento del implante y reacciones de los tejidos adyacente a los productos de corrosión formados. Esto limita el número de biomateriales metálico, para la fabricación de implantes a unos pocos, como el acero inoxidable 316L, aleaciones de cromo-cobalto y aleaciones de titanio, pero para este caso solo se hablará de los materiales que se usaron en la fabricación de la prótesis que se está estudiando.

2.12.2. Aleaciones de Cromo-Cobalto

Las aleaciones de Cr-Co se conocen comercialmente por los nombres Stellite, Vitallium, Vinertia y otros según su fabricante. Para la fabricación de implantes con estas aleaciones se emplea el moldeo por fundición y la forja, las técnicas tradicionales de mecanizado no se pueden utilizar por las complejidades de las formas, pues endurecen rápidamente por acritud que se produce ya en las primeras operaciones de la máquina, haciendo muy difícil su trabajo. Existen básicamente dos aleaciones de Cromo-Cobalto-Molibdeno, la aleación de CoCrMo que normalmente se utiliza para hacer piezas de fundición o moldeo a la cera perdida (basado en la colada de un metal líquido sobre un molde que es el negativo de la pieza) y la aleación de Cromo-Cobalto-Níquel-Molibdeno CoNiCrMo que habitualmente es usada para hacer piezas por forja (las piezas se obtienen sometiendo el material a altas presiones y temperaturas mediante una matriz que es el negativo de la pieza).

La aleación moldeable (CoCrMo) se ha utilizado durante décadas en uso dentales y, recientemente, en la fabricación de prótesis articulares. La aleación de

forja se utiliza principalmente para casos donde las sollicitaciones mecánicas son elevadas, como ocurre en los vástago de rodilla y cadera, además de las aleaciones mencionadas existen dos aleaciones de con hierro y tungsteno que son raramente utilizadas en la fabricación de implantes. Las composiciones químicas, así como las propiedades mecánicas que exigen a estas aleaciones para uso en implantes vienen reguladas por las siguientes estándares:

CoCrMo: F75-87. Especificación estándar de fundición de cobalto-cromo-molibdeno de aleación para las aplicaciones de implantes quirúrgicos.

CoCrWNi: F90-87. Especificación estándar de fundición de cobalto-cromo-molibdeno de aleación para las aplicaciones de implantes quirúrgicos.

CoNiCrMo: F562-84 Especificación estándar de fundición de cobalto-níquel-cromo-molibdeno de aleación para las aplicaciones de implantes quirúrgicos.

CoNiCrMoWFe: F563-88 Especificación estándar de función de cobalto-cromo-níquel-hierro-de aleación de tungsteno para aplicaciones de implantes quirúrgicos.

Los dos componentes básicos de este tipo de aleación son el Cromo Cr y Cobalto Co, que se encuentran en un porcentaje hasta 65% en Co como se muestra en la tabla 2.1. El molibdeno es añadido para producir granos mas finos que producen resistencias mayores tanto para la aleación de moldeo como para la de forja.

La aleación de CoNiCrMo tiene una elevada resistencia a la corrosión en medios salinos bajo la acción de cargas. Las propiedades de desgaste abrasivos de esta aleación son parecidas a las del CrCoMo pero, sin embargo, no son recomendables para el uso en implantes en las cuales existen zonas de contactos,

debido a sus bajas propiedades para la fricción, tanto consigo mismo como con otros materiales, ya sean metálicos o polímeros. Por otra parte son altamente recomendables para aplicaciones que requieren una larga vida en servicio sin fracturas y sin pérdida de resistencia debido a la fatiga.

2.12.3. Biomateriales Poliméricos

Los polímeros son ampliamente utilizados en diversas aplicaciones médicas, como materiales protésicos, dentales, en implantes ortopédicos, etc. La ventajas de estos son fundamentalmente su facilidad de fabricación, su fácil mecanización posterior para dar lugar a diferentes formas, su procesado secundario, costes razonables, disponibilidad y sus propiedades físicas y mecánicas aceptables. Básicamente, los requisitos de los biomateriales poliméricos son los mismos que los demás biomateriales, es decir, biocompatibilidad, posibilidad de esterilización, propiedades físicas y mecánicas adecuadas.

Tabla 2.1 Características químicas de las aleaciones de cromo cobalto más comunes (Semlitsch, 1980).

Elemento	CoCrMo (F75)		CoCrWNi (F90)		CoNiCrMo		CoNiCrMoWFe	
	Mínimo	Máximo	Mínimo	Máximo	Mínimo	Máximo	Mínimo	Máximo
Cr	27.0	30.0	19.0	21.0	19.0	21.0	18.0	22.0
Mo	5.0	7.0	–	–	9.0	10.5	3.0	4.0
Ni	–	2.5	9.0	11.0	33.0	37.0	15.00	25.00
Fe	–	0.75	–	3.0	–	1.0	4.0	6.0
C	–	0.35	0.05	0.15	–	0.025	–	0.05
Si	–	1.0	–	1.0	–	0.15	–	0.5
Mn	–	1.0	–	2.0	–	0.15	–	1.0
W	–	–	14.0	16.0	–	–	3.0	4.0
P	–	–	–	–	–	0.015	–	–
S	–	–	–	–	–	0.010	–	0.0110
Ti	–	–	–	–	–	1.0	.0.5	3.5
Co	Hasta completar el total							

Estructuralmente los materiales poliméricos están formados por largas cadenas carbonadas de enlaces covalente. Mediante procedimientos sintéticos no es posible obtener cadenas de peso molecular fijo, sino que siempre se obtiene una distribución de tamaños. Las especies de menor peso molecular son de alguna forma de la inestabilidad del polímero, ya que las cadenas cortas migran fácilmente. Por otra parte, las cadenas de mayor peso molecular determinan sus propiedades mecánicas.

La rigidez de un polímero depende del entrecruzamiento y poca movilidad de sus cadenas, por lo que el material es más rígido cuando mayor es su peso molecular, también es importante que todas las cadenas tengan longitudes similares, ya que las cadenas cortas actúan como plastificadores, disminuyendo la densidad y módulo elástico. En general las características mecánicas de un polímero están determinadas por su estructura, tamaño molecular, su variedad conformacional y su morfología.[12].

2.12.4. Polietileno (PE)

El polietileno es uno de los biomateriales poliméricos termoplásticos más utilizados y está comercialmente disponible de las siguientes formas en función de la densidad: baja densidad (LDPE), alta densidad (HDPE) y de ultra-alto peso molecular (UHMWPE). El UHMWPE se obtiene extendiendo el proceso de baja presión hasta alcanzar pesos moleculares entre 1×10^6 y 10×10^6 g/mol y densidades semejante al HDPE.

El UHMWPE se usa especialmente en zonas para aplicaciones de cargas y están sometidos a fricción como el acetábulo de las prótesis de cadera, los platillos tibiales y rotulas de las prótesis de rodillas, presentando además una biocompatibilidad (no es rechazada por el cuerpo) excelente.[12].

2.13. Técnica de diagnóstico por imagen

La imagen es un elemento fundamental en el actual que hacer clínico, por su papel en el estudio y diagnóstico del paciente. La imagen médica nos ofrece una reproducción de una parte del cuerpo humano que permite acercarse al diagnóstico de la enfermedad, y así poder instaurar un tratamiento, también puede ser usada para la investigación en áreas relacionada con la medicina como la biomecánica.

Existen técnicas ampliamente utilizada hoy en día por su gran interés tanto en el diagnóstico como para el seguimiento de tratamientos clínicos en este grupo se encuentra la tomografía axial computada (TAC) y radiografías (RX).

La **radiografía** simple es la técnica inicial de imagen por excelencia, llegando a ser el primer examen diagnóstico. Los rayos X pueden ser generados haciendo chocar corrientes de electrones en condiciones especiales. Un tubo catódico caliente con

carga negativa, emite electrones en un tubo vacío. Luego son acelerados en un campo electromagnético y colisionan en el ánodo de carga positiva. Esto crea los rayos X, que pueden ser plasmados en material fotográfico o en una pantalla fluorescente. Un tubo de rayos X y una pantalla luminosa, son los dos componentes más importantes de equipo de diagnóstico radiográfico. El objeto de estudio es colocado entre la fuente de rayos y la pantalla. Cuanto más denso sea el material, más radiación absorbe. La imagen del objeto que aparece en la pantalla (por ejemplo un hueso) es oscura. Ocurre exactamente lo opuesto con materiales más penetrables como la piel y los músculos.

La **TAC (Tomografía Axial Computarizada)** es una exploración de rayos X que produce imágenes detalladas de cortes axiales del cuerpo. En lugar de obtener una imagen como la radiografía convencional, la TAC obtiene múltiples imágenes al rotar alrededor del cuerpo. Una computadora combina todas estas imágenes en una imagen final que representa un corte del cuerpo como si fuera una rodaja. Esta máquina crea múltiples imágenes en rodajas (cortes) de la parte del cuerpo que está siendo estudiada. Se trata de una técnica de visualización por rayos X. Podríamos decir que es una radiografía de una fina rodaja obtenida tras cortar un objeto.

Básicamente, un escáner de TAC consta de una fuente de rayos X a partir de la cual se transmite un haz a través de un objeto y éste es detectado, manipulado electrónicamente y almacenado en un ordenador. Estos haces de rayos X transmitidos presentan una intensidad dependiente de las características de atenuación lineal del material. Se denomina perfil a esta intensidad modulada o variable con respecto a la distancia. La información de este perfil se manipula para reconstruir la imagen de un objeto; finalmente, ésta se visualiza en un monitor para su posterior evaluación.

Entre las técnicas de imagen, destaca por su uso la TAC (Tomografía Axial Computarizada), escáner o TC, basada en la emisión de radiaciones

electromagnéticas, característica que comparte con las Rx, y que la diferencia de la RMN (Resonancia Magnética Nuclear) o IRM (Imagen por Resonancia Magnética), que se basa en la capacidad de algunos núcleos para absorber ondas de radiofrecuencia cuando son sometidos al efecto de un campo magnético. Respecto a otras técnicas como los rayos X y la TAC, la RMN se usa cada vez más por sus ventajas, como permitir cortes más finos, y en varios planos, ser más sensible para demostrar accidentes vasculares cerebrales, tumores y otras patologías, y no utilizar radiaciones ionizantes. Como desventajas tiene su mayor coste económico, el prolongado tiempo para obtener las imágenes y el tener que excluir a portadores de marcapasos y otros objetos extraños intracorpóreos.

Mientras que en la tomografía computerizada de transmisión el origen de los fotones detectados se localiza fuera del material, en la tomografía computarizada de emisión la fuente fotónica es un isótopo radioactivo de concentración y distribución desconocidas localizado en el interior del tejido. El problema que presenta la ECT es determinar la concentración y distribución radioisotópica en un volumen determinado. Los principios de la TAC pueden aplicarse a la ECT para reconstruir imágenes tomográficas del radioisótopo en el cuerpo. Si la comparamos con las técnicas de medicina nuclear convencional, la resolución espacial y de contraste son significativamente mejores en la ECT. La reconstrucción de las imágenes es más compleja porque se necesita una corrección de la atenuación de la radiación mediante el valor de distribución del radioisótopo. Algunos de estos problemas pueden solucionarse utilizando fuentes de emisión de positrones, pero se necesita un ciclotrón, lo que limita el empleo de esta técnica.

La reconstrucción de las imágenes obtenidas mediante la tomografía axial computerizada se basa en el llamado número de TAC, que está relacionado con el coeficiente de atenuación lineal de los rayos X (μ) del tejido examinado. Este número de TAC se define en relación al coeficiente de atenuación del agua (μ_w). El

valor para un mismo material puede variar de un equipo a otro, y en un mismo equipo, de una imagen a otra, e incluso dentro de la misma imagen. Los números de TAC son representativos para una serie de elementos, tejidos y materiales[13].

2.14. Teoría de Fallas

Se conocen como teorías de falla a los criterios usados para determinar los esfuerzos permisibles en estructuras o componentes de máquinas. Se utilizan diversas formulaciones, dependiendo del tipo de material que se aplica para el diseño. En cualquier análisis de las causas que producen fallas es importante obtener tantos datos como sea posible de la propia pieza que falló, además de examinar las condiciones en el momento que se produjo la falla[14].

2.14.1. Criterio de von Mises.

El criterio de von Mises, También llamado el criterio de la máxima energía de distorsión, es un criterio de resistencia estática aplicado a materiales dúctiles, según el cual, el material no fluirá en el punto analizado siempre que la energía de distorsión por unidad de volumen en el punto, no supere la energía de distorsión por unidad de volumen que se da en el momento de la fluencia en el ensayo a tracción y corresponde a la ecuación:

$$\sqrt{\frac{1}{2}((\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_1 - \sigma_3)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2)} \leq S_y \quad (\text{Ec. 2.13})$$

Donde $S_y > 0$ es el limite de fluencia a tracción y σ_1 , σ_2 y σ_3 son los esfuerzos principales [17].

2.14.2. Fallas por Fatiga.

La fatiga se aplica en escala macroscópica y microscópica, es decir, aunque la falla por resquebrajamiento de un cojinete de elemento rodante y la fragmentación de un barco en dos resultan dos eventos muy diferentes, tanto el cojinete como el barco fallan debido a fatiga. Los esfuerzos de fallas fueron considerablemente menores que a la resistencia a la fluencia del material. El cojinete de elemento rodante sufrió una falla por fatiga en la superficie y el barco, una falla por fatiga estructural. De esta manera, las fallas por fatiga ocurren en esfuerzos relativamente bajos de un componente o una estructura sometida a esfuerzos fluctuantes o cíclicos. La falla por fatiga tiene una apariencia quebradiza aun en materiales dúctiles; y se nota muy poco si se asocia con una deformación plástica bruta.

La fatiga es un fenómeno complejo. Esencialmente, consiste en la propagación de grietas en una micro escala al principio y, luego, muy rápida a medida que la grieta por fatiga alcanza una longitud crítica [16].

El proceso donde el material falla es de la siguiente forma (ver Fig. 4.21): a medida que la carga cíclica continúa se forman grietas debajo de la superficie de contacto (ver Fig. 4.21.b), eventualmente las grietas más cercanas se agrupan y se acercan a la superficie (ver Fig. 4.21.c), entonces el material de la superficie se descompone fácilmente degradando la zona de contacto en el acetábulo y se traduce en una liberación de materiales corpusculares que el endurecimiento por deformación produce (ver Fig. 4.21.d).

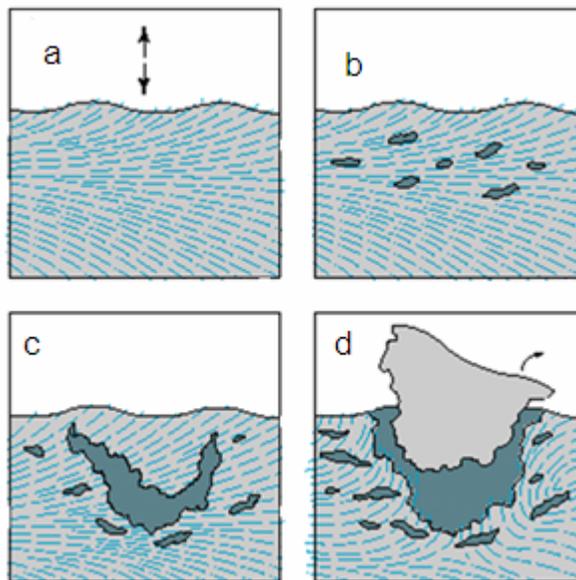


Figura 2.15 Representación grafica del proceso de degradación del material que forma el acetábulo a) cargas que actúan sobre el material. b) inicios de las grietas. c) propagación de grietas. d) desprendimiento del material.[16]

Modelo de Hertz de contacto aplicado a las articulaciones: Cuando dos cuerpos que tienen superficies con distintos radios de curvatura entran en contacto, para puntos situados en la proximidad de los cuerpos en contacto se produce una deformación de forma que el contacto puntual se transforma en un área de contacto mayor produciendo una estado triaxial de tensiones. Este tipo de tensiones se dan, por ejemplo, en el contacto entre la cabeza femoral y el acetábulo en la cadera, al ser diferente los radios de curvatura, para prevenir la posibilidad de fallo de material será necesario calcular las tensiones que resultan del contacto de un cuerpo contra el otro [16].

2.15. Método de los elementos finitos

El método de los elementos finitos (MEF) es un método numérico de resolución de ecuaciones diferenciales. Para ello trabaja discretizando la estructura en elementos

de forma variada (pueden ser superficies, volúmenes), que se conectan entre sí mediante “nodos”. La solución es sólo aproximada en función de los resultados obtenidos para los nodos. El MEF parte del cálculo matricial en el planteamiento del equilibrio en los nodos mediante un sistema de ecuaciones resultado de la contribución de los elementos [15].

Hay generalmente dos tipos de análisis que son usados en la industria: modelos en 2D y en 3D. Mientras los modelos en 2D conservan la simplicidad y permiten que el análisis se realice en un ordenador normal, tiende a dar resultados menos precisos. El modelado en 3D, sin embargo, producen resultados más precisos mientras sacrifica la habilidad para funcionar de manera efectiva en cualquier ordenador, menos en los más rápidos. Con cada uno de estos esquemas modelados, el programador puede insertar numerosos algoritmos ó funciones que pueden hacer al sistema comportarse de manera lineal o no lineal. Los sistemas lineales son menos complejos y normalmente no tienen en cuenta deformaciones plásticas. Los sistemas no lineales toman en cuenta las deformaciones plásticas, y algunos incluso son capaces de testear el material hasta la fractura evitando ensayos destructivos. [15]

CAPITULO III

MARCO METODOLOGICO

En éste capítulo se especificará la metodología aplicada para el desarrollo de éste trabajo de investigación. Con la finalidad de lograr una mejor comprensión general de las etapas mas importantes, en la Fig. 3.1 se muestra un flujograma del procedimiento experimental desarrollado.

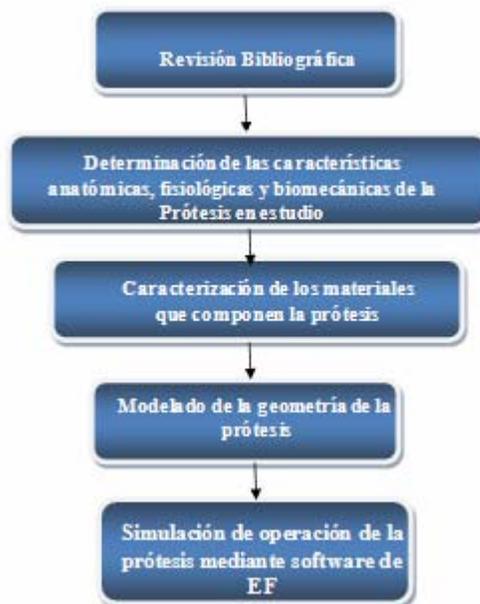


Figura 3.1. Flujograma del procedimiento experimental [fuente propia].

3.1. Revisión bibliográfica

Constituyó la etapa inicial para la elaboración del trabajo, la cual se extendió hasta su culminación. En ésta etapa se recopiló toda la información referente a áreas de interés como: biomecánica, mecánica de sólidos, métodos de elementos finitos,

trabajos publicados relacionados con prótesis de cadera, normas que rigen la implantación de prótesis y sus materiales, y modos de marcha humana. Esta información fue necesaria para poder elaborar una metodología enfocada a cumplir con los objetivos planteados y para conocer mas afondo las disciplinas.

Añadido a esto, se realizó una investigación exhaustiva sobre procesos y procedimientos referente a: cálculo de esfuerzos, análisis de distribución de carga, y análisis de elementos finitos asistido con software computacionales.

3.2. Determinación de las características fisiológicas, anatómicas y biomecánicas de la articulación de la cadera.

Para definir la metodología aplicada llevada a cabo en la caracterización fisiológica, anatómica y biomédica de la prótesis en estudio, se procederá con la explicación detallada de cada una de estas.

3.2.1 Características anatómicas y fisiológicas.

Para poder caracterizar la articulación coxofemoral fue necesario entender la anatomía de la misma, para lograr así explicar los movimientos generados al caminar y las limitaciones de la articulación, ya que de esto dependió las consideraciones de contorno necesarias al momento de simular el funcionamiento de la prótesis.

La cadera es una articulación muy sólida, debido a su configuración de bola-gua relativamente rígida, donde la “bola” (cabeza femoral) encaja de forma perfectamente apoyada en la “gua” (acetábulo o cotilo de la pelvis) como se explicó en el capítulo anterior, en la sección 2.5. Una prótesis de cadera cumple la función de reemplazar los componentes articulares dañados, lo que significa que también tiene componentes que copian la anatomía humana (cabeza femoral, cuello y acetábulo) de

la forma más ergonómica posible. Ver Fig. 3.2 en esta figura se coloca también una impresión de RX de una prótesis sin falla (Fig. 3.2.a) para poder comprender mejor la falla que se muestra en la Fig. 3.2.b del caso estudiado.

La construcción de esta estable articulación, tiene un amplio rango de movimientos requeridos para las actividades de la vida diaria como caminar, correr, sentarse, bajar y subir escaleras de manera que, tal articulación debe ser controlada y alineada de forma precisa. En diversas actividades la articulación de la cadera se comporta de manera diferente, generando respuestas fisiológicas distintas a los movimientos realizados. En la Tabla 3.1, se presenta un cuadro de las actividades de interés para este estudio con sus correspondientes rangos de movimientos.

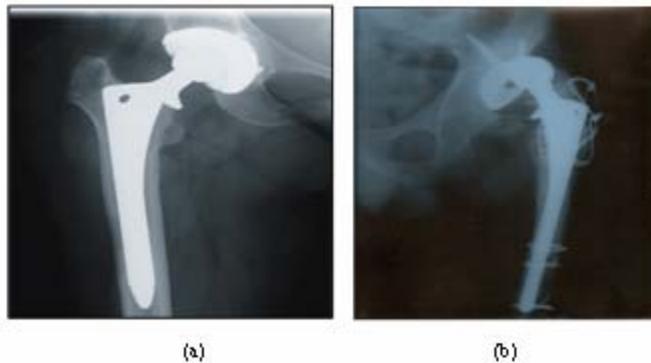


Figura 3.2. Radiografía de la prótesis de estudio AML DePuy, (a) Rx de una prótesis de similares especificaciones sin falla. (b) Prótesis con falla vista desde atrás (caso de estudio). [fuente propia].

Tabla 3.1 Actividades y los valores de movimientos en grado [18]

Actividad	Plano de movimiento	Valor registrado (grados)
Subir escaleras	Sagital	67
	frontal	16
	Transverso	18
Bajar escaleras	Sagital	36

Es importante destacar que dichas actividades, como subir y bajar escaleras (actividades muy frecuentes en el paciente), involucran una serie de reacciones y acciones en los diferentes planos, que se traduce en movimientos y estos movimientos están medidos en grados tomando la dirección anti-horario. Estos movimientos al subir escaleras se deriva en flexión - extensión, aducción y rotación externa como se muestra en la Fig. 3.3-a. Al bajar las escaleras solo se produce la flexión-extensión como se puede ver en la Fig. 3.3-b.

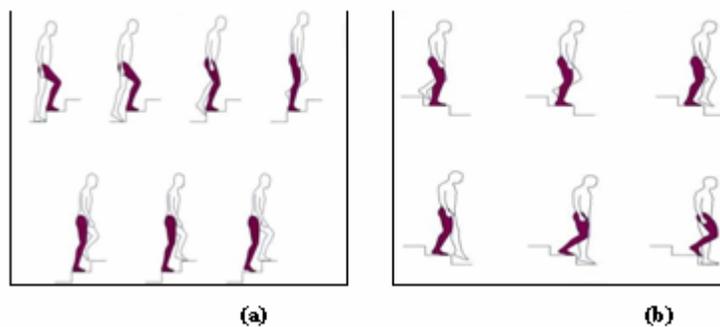


Figura 3.3. Esquema del paciente subiendo y bajando escaleras donde se resalta la pierna con la prótesis. a) Subiendo y b) Bajando[fuente propia].

3.2.2 Características biomecánicas

Esta caracterización abarcó la determinación del modo de marcha y peso del paciente, información que fue fundamental para conocer cuales son las condiciones

que generan la mecánica articular, y así establecer las cargas que ha soportado la prótesis y su superficie articular.

a) Determinación del modo de marcha del paciente

Para constatar, entre los diferentes tipos de marcha, la marcha que se adecuara a la del paciente se estuvo en contacto con el mismo durante una semana para observar sus hábitos. Se observó que el paciente evita caminatas largas, siendo las distancias diarias recorridas menores a 40 m aproximadamente, ya que este se moviliza mayormente en vehículos. El ascenso y descenso de escaleras es una actividad cotidiana y muy frecuente, ya que el paciente vive en la parte superior de una vivienda de dos niveles. Además, el paciente debe subir escaleras para llegar al lugar donde trabaja, de modo que la actividad de ascenso y descenso de escaleras se repiten a diario. Según lo anterior, se estimó que el paciente sube y baja escaleras 12 veces al día, lo que da un total de 140 escalones diarios, lo cual es equivalente a subir un edificio de 9 pisos por día. En las Fig. 3.4.a y 3.4.b se muestran las escaleras correspondientes a la vivienda y el lugar de trabajo del paciente, cabe destacar que las dimensiones de las escaleras están en el promedio estandarizados en las normas de antropometría

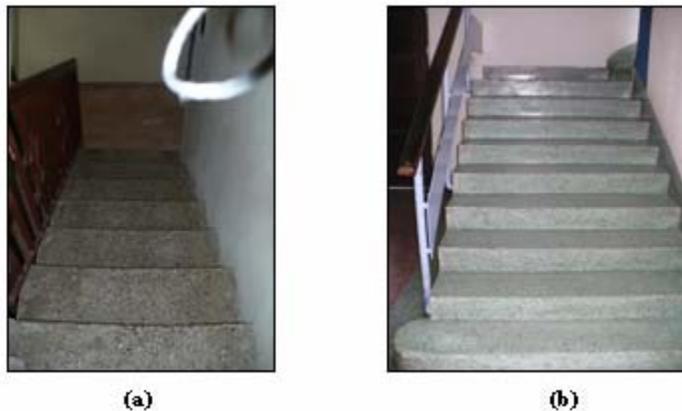


Figura 3.4. a) Fotos de escaleras de la casa del paciente y b) Fotos de escaleras del lugar de trabajo[fuente propia].

b) Estimación del peso del paciente y carga en la articulación.

Mediante la revisión de la historia médica del paciente se pudo recopilar información de peso, estatura, edad y fecha de implantación de la prótesis luxada. Con todos los datos del peso durante 12 años mientras estuvo implantada la prótesis se tomó el peso más alto el cual corresponde a 68 kg y se aproximó a 70 kg, el criterio utilizado seleccionar el peso mas alto estuvo basado en poder realizar una simulación de la operación en condiciones crítica, para así evaluar los esfuerzos también críticos para este caso en estudio.

Las cargas que actúan en la articulación de la cadera, hasta el momento, han sido medidos sólo en pocos pacientes y sin documentación detallada de los datos, razón por la cual se tomó la metodología del estudio publicado por de Bergmann G. et al[11]. En esta investigación se establece una relación entre el peso del paciente y la condición de marcha cuando se sube y baja escaleras, siendo el valor del incremento de la fuerza durante el ascenso igual a 251% del peso del paciente y 260% del peso en el descenso lo que se traduce en 1723 N y 1785 N respectivamente.

Según lo anterior, para este trabajo se estimó la carga utilizando la relación de Bergmann G et al[11], considerando el descenso, ya que resulta una carga mayor y por lo tanto genera esfuerzos críticos en esta condición.

Tabla 3.2 Fuerza de contacto máxima y dirección de la misma, según la actividad que realiza

Actividad	%W	Carga (N)	Ángulos	
			Ay	Az
Asenso de escalera	251	1723	14	46
Descenso de escalera	261	1785	12	35

Para calcular las componentes del vector unitario correspondiente a la fuerza máxima que actúa en la articulación al subir escaleras o bajar escaleras, se tomaron los datos propios para cada modo de marcha, contenidos en la tabla 3.2. Para este caso en estudio los valores considerados corresponden al modo de marcha de subir escalera, es decir, los primeros datos de la tabla 3.2. A fin de facilitar el entendimiento al lector, en la Fig. 3.5 se muestra la fuerza que actúa sobre la articulación de la cadera, en la misma se puede notar el vector fuerza que se ejerce sobre la articulación, sus componentes y ángulos directores.

En la actividad de subir escaleras se presentan los siguientes datos $A_y = 14^\circ$ y $A_z = 46^\circ$, con una fuerza de magnitud 1723 N. (ver tabla 3.2).

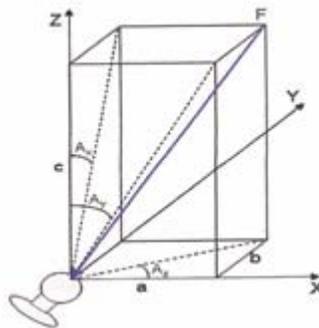


Figura 3.5 Componentes y ángulos de la fuerza que actúa sobre el contacto articular de la cadera[4]

Sea F_{xz} el vector F proyectado en el plano XZ (véase Fig. 3.5), y asumiendo $F_{xz} = 10 \text{ N}$ (valor convencional). Se tiene:

$$F_{xz}(z) = 10 \text{ N} \cos 14 = 9,702 \text{ N}$$

$$F_{xz} = C = 9,702 \text{ N}$$

$$F_{xz} = \sqrt{(c^2 + a^2)} \quad (\text{Ec.3.1})$$

$$a = \sqrt{F_{xz}^2 - c^2}$$

$$a = 2,079 \text{ N}$$

Ahora teniendo dos componentes y los ángulos se usa la Ley del Seno para hallar el tercer componente como sigue:

$$\frac{b}{\text{sen}46^\circ} = \frac{a}{\text{sen}44^\circ} \Rightarrow b = a \frac{\text{sen}46^\circ}{\text{sen}44^\circ} \Rightarrow b = 1,528 \text{ N}$$

$$F = \sqrt{a^2 + b^2 + c^2} \Rightarrow F = 10,1531 \text{ N}$$

$$\overrightarrow{F\mu} = -\frac{a}{|F|} \mathbf{i} - \frac{b}{|F|} \mathbf{j} - \frac{c}{|F|} \mathbf{k}$$

$$\overrightarrow{F\mu} = -0,2047 \mathbf{i}; -0,2120 \mathbf{j}; -0,9555 \mathbf{k}$$

Al multiplicar el vector unitario por la magnitud de la fuerza se obtiene el vector fuerza que actúa sobre la articulación como sigue:

$$\overrightarrow{F} = -404,9339 \mathbf{i}; -419,3063 \mathbf{j}; -1621,4071 \mathbf{k}$$

Los resultados para los modos de marcha restante se muestran en el apéndice A

c) Diagrama de cuerpo libre de la articulación de la cadera

En esta fase se realizó el diagrama de cuerpo libre de la articulación coxofemoral donde se ubican las fuerzas y los momentos generados por la acción de esta fuerza, con el objeto de facilitar el entendimiento y visualizar la ubicación de las fuerzas que actúan sobre la prótesis.

En la Fig. 3.5 se muestran los diagramas de cuerpo libre de dos situaciones comunes sobre la articulación coxofemoral y se resaltan las fuerzas mas importantes: peso del paciente, reacciones en las articulaciones y el momento generado por la acción del peso. En este estudio solo se tomó el diagrama de cuerpo libre mostrado en la Fig. 3.6-b (apoyo monopodal) para la simulación del problema tratado. Este se escoge porque después de analizar la mecánica del movimiento en el proceso de subir y bajar escaleras hay un instante donde el apoyo es monopodal (al separarse del escalón el pie contrario al que esta apoyado) como se ve en la Fig3.6 b, debido a esto la porción de cadera donde se apoya el paciente se ve obligada a soportar todo el peso del cuerpo y cambia el centro de gravedad para poder mantener el equilibrio, lo que trae como consecuencia que el momento aumente porque aumenta la magnitud del brazo.

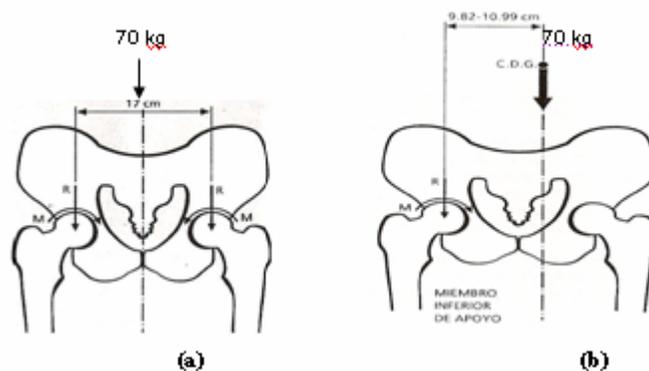


Figura 3.6. Diagrama de cuerpo libre de las fuerzas que soporta la superficie articular. a) bipedestado y b) monopodal.[11]

3.3. Caracterización físicas, químicas, y mecánica de los materiales que componen la prótesis.

Los componentes de una prótesis son: componente acetabular y femoral, ambos componentes son fabricados con materiales que se adecuan a las condiciones de operación, por esta razón los mismos son fabricados por materiales distintos. A continuación se describe la caracterización de dichos materiales la cual abarco la caracterización de propiedades química, físicas y mecánicas. Para la definición de estas características de los materiales que componen la prótesis de cadera se procedió con la documentación de diferentes textos de materiales, con la finalidad de obtener los valores correspondientes a densidad, composición química, etc. En el Capítulo II, sección 2.12 se evidencian las propiedades para el material de los distintos elementos de la prótesis en estudio.

Como se dijo anteriormente la prótesis de cadera está compuesta por los componentes femorales y componentes acetabulares. De estos componentes la copa acetabular, vástago y bola, están fabricados utilizando el mismo material y diferentes procesos de manufactura como fundición a presión, cera perdida, y forjado. El material es una aleación de cromo-cobalto-molibdeno, material que fue seleccionado por el fabricante motivado por sus bondades mencionadas en el Capítulo II, sección 2.12.2 (biomateriales para la sustitución protésica).

En la Tabla. 3.3 se presentan el rango de composición química de la aleación de cromo-cobalto ASTM F75-87, según “*Standard specification for cast Cobalt-Chromium-Molybdenum alloy for surgical implant applications*”[22]. Mientras que en la Tabla. 3.4 se muestran las propiedades mecánicas.

Tabla 3.3. Composición química de aleación cromo-cobalto *Standard specification for cast Cobalt-Chromium-Molybdenum alloy for surgical implant applications*

Elemento	CoCrMo(F75-87)	
	Mínimo	Máximo
Cr	27,0	30,0
Mo	5,0	7,0
Ni		2,5
Fe		0,75
C		0,35
Si		1,0
Mn		1,0
Co	Se completa hasta alcanzar el total	

En la tabla anterior se muestra los diferentes elementos contenidos en la aleación y sus cantidades. La adición de estos elementos mejoran las propiedades mecánicas de la aleación, cambiando su microestructura, tamaño de grano y anexando propiedades combinadas conferidas por los elementos aleantes.

Tabla 3.4. Propiedades mecánicas de aleación cromo cobalto ASTM F 75,1992

Propiedad mecánica	CoCrMo (F75)
Resistencia a la tracción MPa	655
Limite de fluencia (0,2% offset)MPa	450
% de alargamiento	8
% reducción de área	8
Resistencia a la fatiga MPa	310
Modulo de Elasticidad GPa	210
Coefficiente de Poisson	0.3

El polietileno de ultra alto peso molecular o copa de interfase conocida como acetábulo esta diseñada bajo un concepto de baja fricción, hasta ahora es uno de los materiales poliméricos termoplásticos mas utilizados en los reemplazos articulares, es un polímero altamente cristalino que tiene densidades (0,94-0,965 g/cm³) y un pesos molecular entre 1×10^6 y 10×10^6 g/mol.

Tabla 3.5. Propiedades mecánicas de UHMWPE (ASTM D638 695 370 296)

Propiedades mecánica del polietileno UHMWPE	
Modulo elástico GPa	1-2,2
Resistencia a la tensión MPa	27-30
Alargamiento ruptura %	200-250
Coefficiente de Poisson	0,47
Coefficiente de roce estático	0,20-0,25
Coefficiente de roce dinámico	0,15-0,20
Dureza Sh D	64-68

3.4. Modelado de la prótesis

En el modelado de los diferentes componentes de la prótesis de reemplazo total de cadera, se utilizó el programa de diseño industrial *Solidworks 2008*, programa de gran uso en los diferentes campos de la ingeniería con más de 17 años de trayectoria en el diseño.

Para obtener las medidas y dimensiones de los modelos (componente femoral y acetabular), se trabajó con datos proporcionados por tomografías computarizada,

rayos X y fotografías de prótesis con las mismas especificaciones, con la finalidad de generar una matriz de datos y poder así modelar la prótesis con la mayor precisión posible para cumplir con el objetivo planteado referente a la creación del modelo. Se procedió de esta forma, ya que hasta la fecha la prótesis no ha podido ser extraída del paciente debido a los altos costos de la intervención quirúrgica, hospitalización y de la prótesis, por esta razón; se espera por la intervención de las entidades públicas del estado, para resolver la situación. Cabe destacar que las razones escapan del alcance de este trabajo de investigación, sin embargo el diagnóstico indica un reemplazo de la prótesis debido a que el componente acetabular fallo, y esta falla produce una incapacidad parcial que va en aumento y puede llegar a convertirse en una incapacidad total.

Se le realizaron al paciente una serie de RX tales como: 1) A-p de pelvis centrada en pubis, con rotación externa de miembro inferior; 2) A-p de pelvis centrada en pubis; 3) A-p de pelvis centrada en pubis, miembro inferior derecho; y 4) Tomografía axial computada de la región addomenopelvica. Para lograr obtener la radiografías adecuada a las dimensiones reales fue necesario ajustar la máquina para que generaran una resolución de 1:1, y así facilitar la obtención de dimensiones, dando resultados buenos ya que la radiografía no se ve afectada por los destellos de los Rayos X sobre los átomos metálicos, a diferencia de la tomografía donde se genera una distorsión destellante que dificulta la medición. Las radiografías se usaron de forma similar a un dibujo no acotado y de esta forma se tomaron las medidas con un vernier y la ayuda de un dispositivo para observación de RX.

Al investigar como funciona un tomógrafo fue sencillo deducir que éste ayudaría con las mediciones. Este secciona la región de la pelvis en 64 cortes y genera una imagen tridimensional, la cual en cada uno de esos pre-cortes que el tomógrafo predetermina con la ayuda del operador; se hicieron cortes en los sitios necesarios como se muestra en la Fig. 3.7 a b y c, cortes hechos en la parte superior

de la prótesis, en el cuello, el vástago, para corroborar y obtener medidas, estos cortes son transversales vistos desde arriba, también se usaron cortes longitudinales vistos de izquierda a derecha.



Figura 3.7 Tomografía axial computada A) corte trasversal A. B) corte trasversal B. C) corte trasversal C.

Posterior a la obtención de todas las medidas necesarias para poder crear los modelos, se inició el dibujo acotado para poder modelar los diversos componentes que conforman la prótesis como se indica a continuación.

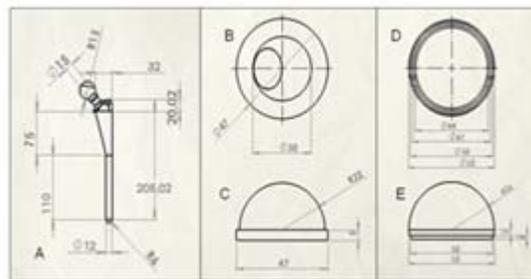


Figura 3.8 Dibujos acotados de los componentes de la prótesis total de cadera. A) Vista frontal del vástago, B) Vista inferior del acetábulo de polietileno, C) Vista frontal del acetábulo de polietileno, D) Vista inferior de la copa acetabular, E) Vista frontal de la copa acetabular.

3.4.1. Modelado de componente acetabular

El componente acetabular está compuesto por dos dispositivos: el polietileno de interfase para evitar el roce metal-metal y la cúpula acetabular que se fija en la cavidad acetabular del hueso de la cadera. Para llevar a cabo el modelado de la geometría de este elemento primeramente se hallaron las medidas como se explicó anteriormente (Sección 3.4), y se introdujeron las mismas en los comandos del programa, a fin de generar el volumen geométrico de los diferentes componentes, los cuales se muestran en las Fig. 3.9.a y 3.10.a.

El procedimiento de elaboración de los dos modelos acetabulares, se realizaron de forma similares (usando comandos iguales), como se puede ver en las listas de actividades mostradas en las Fig. 3.9.b y 3.10.b. Primeramente se revolucionó media esfera hueca, y posterior a esto se extruyó los detalles de ambos modelos, lo que hace diferente un modelo de otro es el croquis que se extruyó. Se pueden notar que el modelo de la Fig. 3.10 se inserta en el modelo mostrado en la Fig. 3.9, ambos conforman el componente acetabular que a su vez es insertado al hueso de la cadera (pelvis) como se indica en la Fig. 3.11.

Estos modelos están simplificados, lo cual disminuye la calidad de los concentradores de esfuerzos y de esta forma simplificar el cálculo, al hacer el mallado requiere de menos elementos; para esto se: suavizaron aristas, radios de acuerdos, se eliminaron bordes agudos, y curvas que originan un incremento de los valores de esfuerzos. Los modelos reales se pueden apreciar en el apéndice B.



Figura 3.9. Modelo geométrico de la copa acetabular de aleación cromo-cobalto[fuente propia]

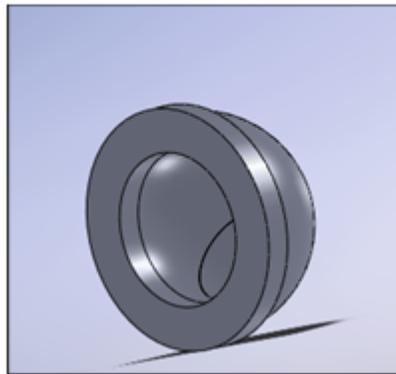


Figura 3.10. Modelo geométrico del acetábulo de UHMWPE de interfase metal-metal. [fuente propia].

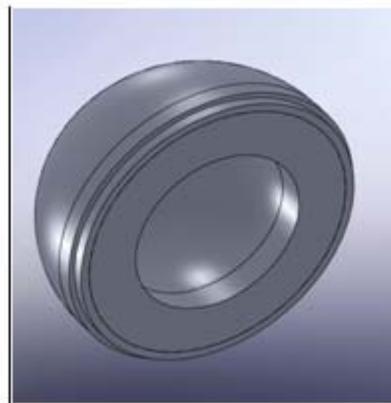


Figura3.11. Ensamble del componente acetabular total[fuente propia]

3.4.2. Modelado del componente femoral

En el modelado de los diferentes elementos que conforman el componente femoral (vástago y bola), se siguió el mismo procedimiento que el modelado del componente acetabular indicado en la sección anterior. Para generar el modelo del vástago se comenzó por la parte inferior, comenzando con una media esfera sólida, luego se hizo un sistema de planos para recubrirlos con el comando (recubrir) lo que genera $2/3$ del volumen geométrico total, las actividades que continúan, son las actividades de redondeo, taladrado y la creación del cuello del vástago, resultando el modelo mostrado en la Fig. 3.12.

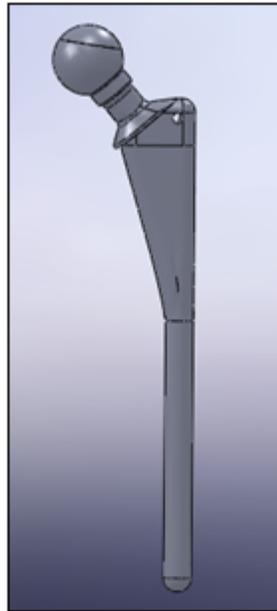


Figura 3.12. Modelo geométrico del vástago femoral [fuente propia].

La creación de la cabeza femoral fue más sencillo porque el croquis se revolucionó y generó la forma de la esfera, para luego extruirle un corte con la forma cónica para que se encaje en vástago como se ve en la Fig. 3.13.



Figura 3.13. Modelo geométrico de la cabeza femoral [fuente propia].

3.5. Simulación de la operación de la prótesis.

Antes de comenzar a resolver un problema mediante cualquier programa de elementos finitos conviene reflexionar sobre una serie de puntos, presentados en general en las siguientes formas: ¿Qué se pretende con el análisis?, ¿Cómo va a ser la geometría a analizar?, ¿Qué condiciones de contorno se debe imponer sobre el sistema a estudiar?, ¿Qué posibles resultados a obtener?. Una vez que el operador del programa de elementos finitos tenga en consideración las respuestas a estas preguntas puede iniciar las soluciones al problema en cuestión, cabe destacar que para este caso fueron consideradas todas estas interrogantes.

3.5.1. Consideraciones de contorno.

Al plantear las diferentes soluciones del problema se requiere una serie de datos de entrada referentes a las condiciones de contornos, que son variables que condicionan los cambios del sistema, dichas variables son conocidas, como las siguientes: cargas, apoyos y temperatura.

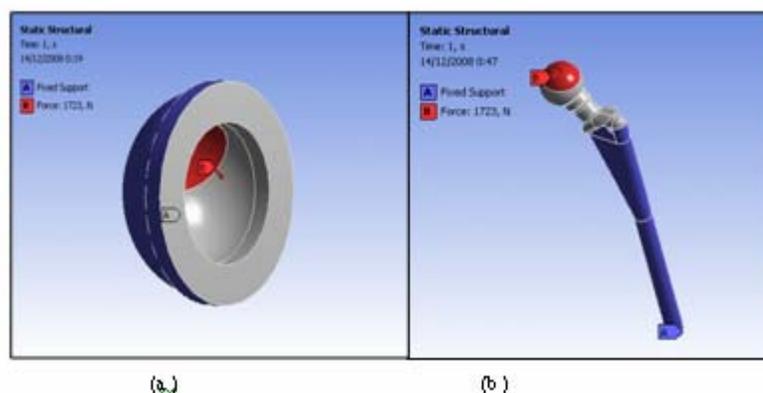


Figura 3.14. Condiciones de cargas y apoyos, al subir escaleras en los componentes de la prótesis a) Acetábulo b) Vástago.

a) Cargas. Esta se definió en la sección 3.2, dando como resultado una carga de magnitud 1723 N para subir escaleras y 1785 N para bajar escaleras, fuerzas que se aplicaron en las superficies de contacto articulares en una área de contacto medidas en las placas de RX (Fig.3.2.b), 774,05 mm² correspondiente al surco dejado en el componente acetabular resaltado en rojo, como se muestra en las Fig.3.14.a y 3.14.b.

b) Restricciones y Apoyos. La prótesis se encuentra fija al hueso (fémur para el vástago y pelvis para el acetábulo) de forma osteointegrada, es decir, el hueso crece dentro de las porosidades de la cubierta porosa de la prótesis (ver Fig.3.2.b), y abarca un 60% de la superficie, arrancando 20 mm después de iniciado el vástago intramedular hacia arriba (ver Fig.3.14.a y 3.14.b), hasta el tope que separa el cuello del vástago intramedular. Esta condición se asemeja a un apoyo empotrado con restricciones de movimientos en todas las direcciones, válido para el componente acetabular que esta fijo al hueso de la cadera (pelvis), para cargar esta condición de borde, el programa ofreció una opción que simula un apoyo fijo con cero grados de libertad lo que deja al los componentes sin capacidad de moverse al aplicarles las cargas.

No existen focos de calor. La temperatura usada en las simulaciones es la temperatura corporal, (temperatura constante de 37°C).

c) Criterios de Fallas. Para que el programa pueda evaluar los resultados de las simulaciones y así el operador del software pueda emitir análisis, conclusiones y recomendaciones en necesario plantear los criterios de falla[16].

Criterio de von Mises el criterio de von Mises, esta teoría de fallo estático establece que un elemento falla cuando en alguno de sus puntos la energía por unidad de volumen rebasa el umbral permitido, y se usa para materiales dúctiles. Esta teoría se escogió porque dicho criterio considera una falla cuando el material comienza a deformarse, es decir; cuando el material sobrepasa su límite elástico por la acción de cargas y comienza a deformarse de forma plástica y permanente. Agregado a la importancia de los implantes humanos, que la ruptura del mismo generaría la incapacidad inmediata del paciente; y por esta razón de suma importancia es que escoge este criterio para evaluar los esfuerzos[17].

Resistencia bajo carga cíclica. Para estimar la resistencia bajo carga cíclicas del componente acetabular y femoral de la prótesis total de cadera fue necesario construir el diagrama S-N o diagrama de Wohler del acetábulo de polietileno de ultra alto peso molecular UHMWPE (ASTM D638 695 370 296) y el vástago CoCrMo (F75-87) ASTM F 75,1992. Usando el método de Wohler descrito en la literatura Hamrock [16] se procedió a obtener las graficas S-N, las cuales se cargaron en la data correspondiente al software para cada material.

Para construir los diagramas de Wohler se emplearon las siguientes ecuaciones de forma análoga para ambos componentes:

$$\log S'_f = b_s \log N'_t + C \quad (\text{Ec 3.1})$$

Donde:

b_s = pendiente

C = intersección
 S'_f = carga alternante
 N'_t = numero de ciclos
 $S'_l = 0,9 S_u$
 $S'_e = 0,5 S_u$
 S_u = Esfuerzo

$$b_s = -\frac{1}{3} \log\left(\frac{S'_l}{S'_e}\right) \quad (\text{Ec 3.2}) \quad \text{y} \quad C = \log\left[\frac{(S'_l)^2}{S'_e}\right] \quad (\text{Ec. 3.3})$$

Donde se usan los esfuerzos últimos de los materiales para calcular los elementos de la recta a graficar definidos en las Ec 3.3 y 3.4 para sustituirlos en la ecuación 3.2, y luego de sustituirlos se puede calcular los esfuerzos de falla para los diferentes números de ciclos deseados

3.5.2. Simulación asistida por procesador.

a) Discretización de los dominios.

Para iniciar la solución del problema por medio del método de los elementos finitos, fue necesario discretizar el dominio (volumen total de la prótesis) en subdominios denominados elementos que a su vez generan nodos. Estos puntos denominados nodos son el lugar donde se unen dos o más elementos del dominio.

En nuestro caso particular, y por tratarse de figuras geométricas complejas, se escogió un elemento hexaédrico que se ajusta de mejor forma a la superficie. De acuerdo a la cantidad de elementos usados en la discretización, la solución se acercará a la solución real. En el caso de elementos estructurales las incógnitas son desplazamiento nodales ya que a partir de estos se puede calcular lo que nos interesa como esfuerzo, deformaciones, fatiga.

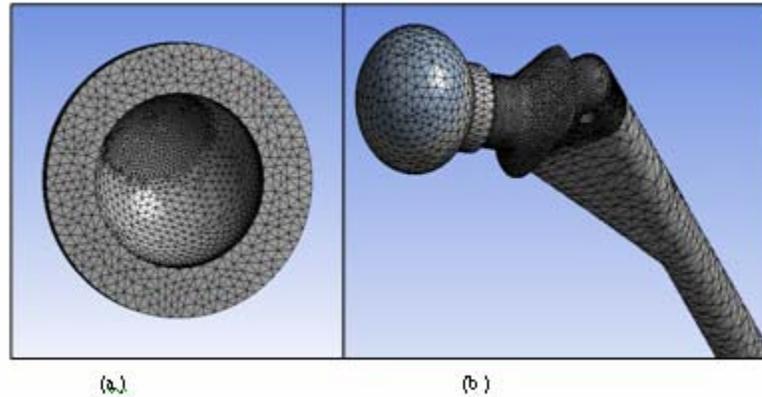


Figura 3.15. Modelos discretizados en pequeños elementos a) acetábulo b) vástago.

Para llegar a una solución que se acerque a la solución exacta es necesario, realizar un estudio de sensibilidad de la malla para obtener una solución satisfactoria, porque así se usará el número mínimo de elementos para obtener una solución muy real, sin desperdiciar potencia de cómputos, también; disminuyendo el tiempo de corrida en cada simulación. Esto se realizó empezando las soluciones con un tamaño de elemento de un centímetro con veinte (1,2 cm) para ir reduciendo el tamaño de los elementos en una tasa de 0,5 mm por corrida y buscar diferentes soluciones al hacer los elementos más pequeños hasta que los resultados no varían de forma considerable al disminuir el tamaño de elementos. Los resultados de este análisis se presentan al inicio de Capítulo IV.

b) Simulación de los elementos que componen la prótesis con el software de elementos finitos.

La simulación de la operación de la prótesis se llevó a cabo evaluando los esfuerzos en los componentes acetabular y femoral, primeramente de forma estática para el acetábulo se presentaron los resultados y análisis para los modos de marcha por separados y para el vástago se muestran de forma unificada. Posterior a esto se

procedió con el estudio dinámico del sistema en las condiciones: subir y bajar escaleras, en ambos componentes se unifican los resultados y análisis. A continuación se esquematiza las fases de la metodología empleada en la simulación de la operación de la prótesis.



Figura 3.16. Esquema de la metodología empleada para la simulación

En la FASE I se completan los resultados de esfuerzos para los modos de marcha subir y bajar escaleras, en el componente acetabular y femoral, y así poder establecer si la causa de la falla se debió a esfuerzos estáticos. Seguidamente de la FASE I, y al recabar todos los resultados correspondiente a esfuerzos, se inició la FASE II que consistió en un análisis de cargas cíclicas para evaluar el comportamiento del material cuando es expuesto a ciclos repetidos de carga para las actividades de subir y bajar escaleras, en los componentes acetabular y femoral.

CAPITULO IV

ANALISIS DE LOS RESULTADOS

En este capítulo se presentan los resultados obtenidos de las simulaciones de la prótesis de cadera AML Depuy. Los resultados abarcan: estudio de sensibilidad a la malla, esfuerzos, deformación y ciclos de carga de fatiga a los componentes acetabular y femoral. Los resultados presentados son para dos condiciones de cargas, resultantes de las actividades físicas cotidianas (subir escaleras y bajar escaleras). En ambos casos se consideró únicamente el peso del paciente.

Los resultados se presentan en dos grupos, uno por cada condición de carga. En el primer grupo, llamado FASE I, se presentan resultados relacionados con las cargas estáticas para las actividades de subir y bajar escaleras. Mientras que en el segundo grupo (FASE II), se muestran los resultados correspondientes a cargas cíclicas para las actividades de subir y bajar escaleras.

4.1. Análisis de sensibilidad de la malla

Como se ha mencionado (ver Capítulo III, Sec. 3.5.2 y Fig. 3.15), la malla de elementos finitos debe ser refinada para poder obtener resultados independientes de la malla sin exceder la capacidad de cómputos del procesador y disminuir así el tiempo requerido para obtener resultados. A continuación se presentan las gráficas de sensibilidad a la malla para el componente acetabular y femoral utilizando para ello la carga correspondiente a bajar escaleras (1785 N).

En las Figs. 4.1 y 4.2 se muestran el estudio de sensibilidad a la malla correspondiente al acetábulo de polietileno UHMWPE (ASTM D638 695 370 296)

con una carga de 1785 N. En la Fig. 4.2 se muestran los resultados de esfuerzos a diferencia de la Fig. 4.1, donde los resultados utilizados son los de deformación.

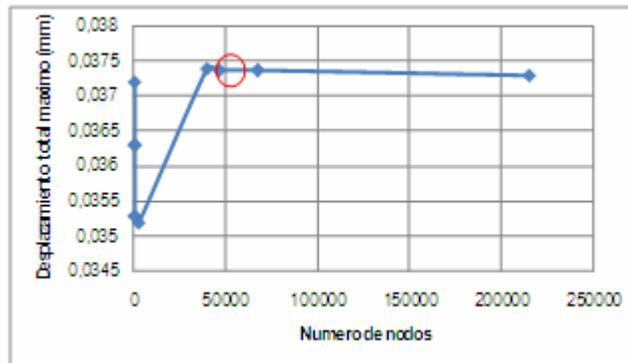


Figura 4.1 Desplazamiento total máximo en función del número de nodos para 1785 N de carga, correspondiente a bajar escaleras.

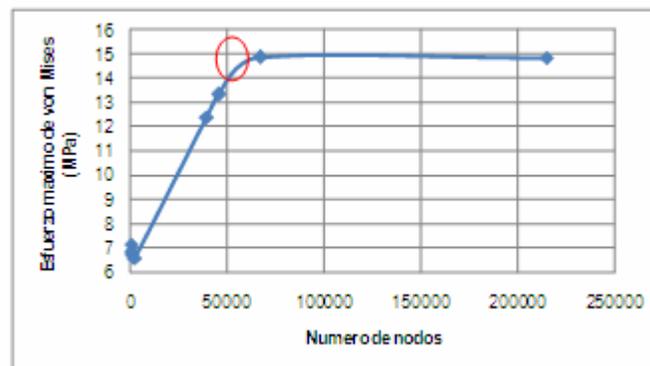


Figura 4.2 Esfuerzos máximo de von Mises en función del número de nodos para 1785 N de carga, correspondiente a bajar escaleras.

La malla inicial contenía elementos con un tamaño aproximado de 1,2 cm. Luego se disminuyó el tamaño de los elementos en una tasa de 1 mm después de cada simulación, aumentando así el número de elementos. Cabe destacar que se utilizó dos tamaños diferentes de elementos para el refinado de la malla: el primer tamaño, se ubicó en la superficie de contacto acetabular correspondiente a un área de 774,05 mm², en esta área se refinó la malla hasta llegar a un tamaño de elemento de 0,5 mm. El segundo tamaño de elemento se ubicó en el área restante del acetábulo con

elementos de tamaño de 2 mm (ver Cáp. III Fig. 3.15.a.) Se registró que la variación de los resultados a medida que se aumenta el número de nodos tiende a cero como se puede observar en las curvas horizontales de las Fig. 4.1 y 4.2, de manera que la malla que resultó del estudio de sensibilidad y se utilizó en las diferentes simulaciones consta de 41.353 elementos y 67.438 nodos, correspondiente al octavo punto en las graficas de las Figs. 4.1 y 4.2.

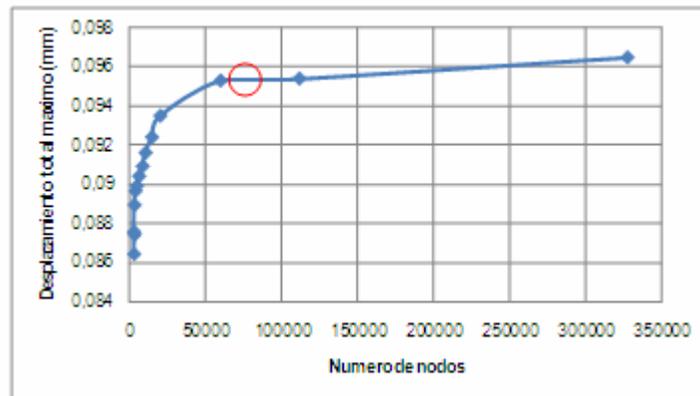


Figura 4.3 Desplazamiento total máximo en función del número de nodos para 1785 N de carga, correspondiente a bajar escaleras.

El estudio de la sensibilidad a la malla correspondiente al vástago femoral de aleación de cromo-cobalto CoCrMo ASTM F 75,1992 con una carga de 1785 N, se muestra en la Fig. 4.3. En dicho estudio se usó los datos de desplazamiento total, a diferencia de la Fig. 4.4, donde los resultados utilizados para la construcción de la curva fueron los de esfuerzos de von Mises máximos. En las Figs. 4.3 y 4.4 se muestra la dependencia que tiene el desplazamiento total máximo y el esfuerzo máximo de von Mises con el número de nodos, y se observa que al comenzar la reducción del tamaño de los elementos los resultados varían considerablemente llegando a un punto que la variación entre los resultados comienza a disminuir.

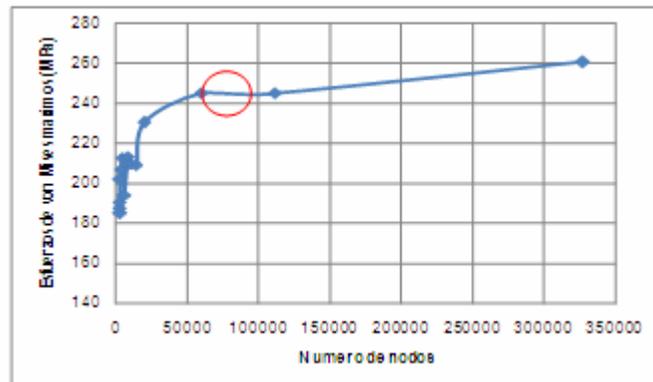


Figura 4.4 Esfuerzos de von Mises máximos en función del número de nodos para 1785 N de carga, correspondiente a bajar escaleras.

En estos casos la malla también fue iniciada con elementos de un tamaño aproximado a 1,2 cm y luego se fue disminuyendo el tamaño de los elementos en una tasa de 1 mm, a medida que el estudio avanzó se disminuyó el tamaño los elementos de las zonas donde la deformación y los esfuerzos presentaban mayor gradiente lo que generó tres zonas de mallado diferente. El primer mallado se ubica en la cabeza femoral, y todos sus contornos, (ver Cap. III Figs. 3.14.b y 3.15.b), en esta área se refinó la malla hasta llegar a un tamaño de elemento de 2 mm; el segundo mallado comprende el cuello incluyendo el collar y una pequeña parte del vástago superior donde se usó elementos con tamaños de 1 mm; y el tercer mallado se sitúa en los tres últimos cuartos del vástago con elementos de tamaño igual de 5 mm. Este estudio dio por resultado que la malla constará de 36.233 elementos y 59.677 nodos (ver Cáp. III, Fig. 3.15.b), correspondiente al 12^o punto en las gráficas de las Figs. 4.3 y 4.4.

Para ambos componentes se pudo observar que los resultados tienden a variar menos a medida que se aumenta el número de nodos, pero en ocasiones estas variaciones se incrementan, esto se debe a las aristas de los bordes agudos, salientes de los modelos, y radios de acuerdos en los extremos del cuello del componente femoral. En esos bordes los elementos que forman la malla son de forma irregular para poderse adaptar al modelo geométrico, de manera que para evitar que los

resultados fueran afectados, todos los bordes agudos en los modelos se suavizaron como se muestra en la Fig. 4.5, (ver Capitulo. III, Sec. 3.4 y anexos).

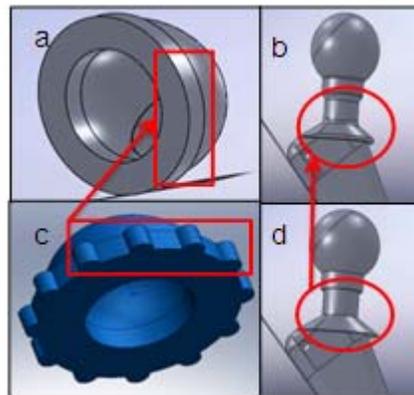


Figura 4.5. Modelos geométricos con curvas y bordes suavizado(a y b) y sin suavizar(c y d).[fuente propia]

4.2. Fase i: análisis estático

Un esquema de los análisis estáticos realizados en este trabajo se muestran, en resumen, en la Fig. 4.6.



Figura 4.6 Esquema de análisis estático para las soluciones a los componentes de la prótesis total de cadera, Aml DePuy no Cementada.

4.2.1 Análisis estático del acetábulo en la condición subiendo escaleras

El acetábulo corresponde al componente más crítico, ya que es el de menor resistencia (27 MPa) y porque es el componente que presentó la falla (luxofractura).

Por las razones antes mencionadas fue necesario tomar en cuenta los escenarios de cargas, a fin de profundizar e identificar las posibles causas que llevó a la falla de este material.

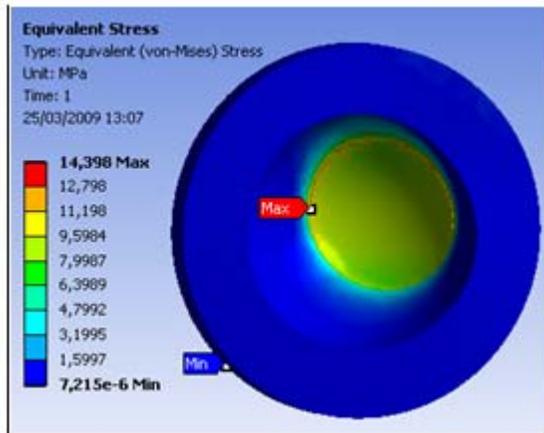


Figura 4.7 Mapa de colores del acetábulo donde se muestra los esfuerzos de von Mises obtenidos para la condición de carga al subir escaleras. [fuente propia]

En la Fig. 4.7 se muestra el mapa de colores de esfuerzos de von Mises, obtenidos del estudio estático del componente acetabular de polietileno UHMWPE (ASTM D638 695 370 296), generados por la acción de la fuerza (1723 N) que actúa sobre la articulación correspondiente a subir escaleras (ver Capítulo III, Sec. 3.2). En la Fig. 4.7 se observa que los esfuerzos máximos se encuentran en el anillo circular definido por la zona donde termina el contacto entre la cabeza femoral (la cual es esférica) y el acetábulo (casquete esférico), se observa que el esfuerzo equivalente máximo es de 14,39 MPa ubicado en la zona en rojo y no sobrepasan la resistencia del material (27-30 MPa), que para la simulación se tomó 27 MPa como valor de resistencia del polietileno UHMWPE, lo que lleva a asumir que el material se debe haber comportado elásticamente y se estima, de acuerdo al análisis estático, que no falló.

Los esfuerzos cortantes máximos ocurren en el perímetro del anillo de contacto articular, como se muestra de forma más detallada en la Fig. 4.7.A. De las Figs. 4.7 y 4.7.A se puede observar que el borde del área de contacto no se presenta como una franja uniforme de color rojo en el perímetro del área de contacto, esto se debe al mallado. Al mallar la superficie esférica, el programa procura ubicar los nodos solicitados por el usuario de forma que cumpla con el tamaño de elementos solicitados, pero la cantidad de nodos que coinciden sobre el anillo de contacto no es suficiente para obtener resultados que hagan resaltar (en rojo) todo el perímetro de la zona de contacto.

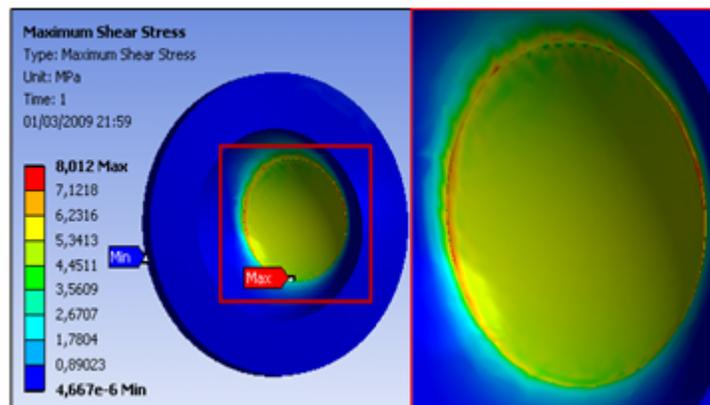


Figura 4.7.A Mapa de colores del acetábulo donde se muestra los esfuerzos cortantes resaltando el área de contacto obtenidos para la condición de carga al subir escaleras. [fuente propia]

En la Fig. 4.8 se presenta el mapa de colores correspondiente al desplazamiento total en el acetábulo, producto del contacto con el componente femoral, se observa que la deformación total máxima ocurre sobre la superficie de contacto en el centro del círculo de contacto. Es necesario resaltar que este desplazamiento es elástico, por lo que al culminarse el ciclo de marcha el material retorna a su estado no deformado original.

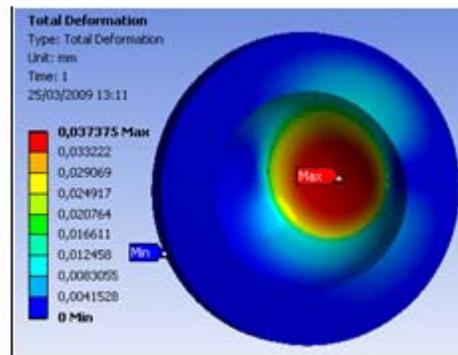


Figura 4.8. Mapa de colores del acetábulo, donde se muestra el desplazamiento total obtenido por la condición de carga al subir escaleras.[fuente propia]

El desplazamiento total máximo se resalta en rojo de forma homogénea gracias a la cantidad de nodos ubicados en esta zona, a medida que se aleja del centro del círculo de contacto articular el desplazamiento disminuye hasta hacerse cero.

En la Fig. 4.9 se observa el factor de seguridad con respecto a fluencia empleando el criterio de von Mises en el componente acetabular para una carga de 1723 N, donde el menor factor de seguridad es 1,73. Este valor ocurre en la zona donde se generan los esfuerzos más altos. El valor mínimo del factor de seguridad es mayor a la unidad, lo que demuestra que el acetábulo es seguro con respecto a la fluencia desde el punto de vista estático.

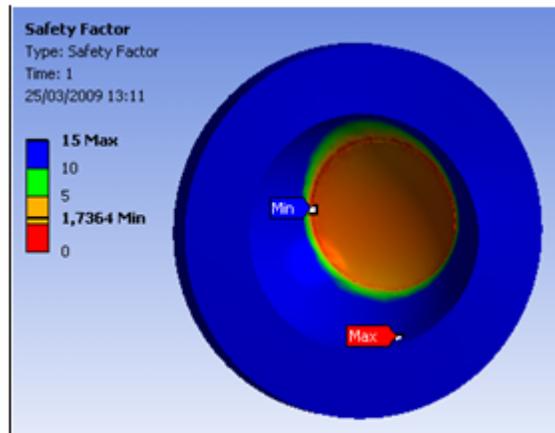


Figura 4.9 Mapa de colores del acetábulo donde se muestra los el factor de seguridad con respecto a la fluencia ejerciendo la actividad de subir escaleras. [Fuente propia]

Los resultados obtenidos hasta el momento confirman que el acetábulo soporta la carga, basándose en los resultados presentados en la Fig. 4.6, donde se observa que los estados de esfuerzos no sobrepasan el esfuerzo máximo que puede soportar el material.

4.2.2. Análisis estático del acetábulo en la condición bajando escaleras

Los resultados mostrados en la Fig. 4.10 corresponden a la actividad de bajar escaleras y los mismos son similares a los indicados en la Fig. 4.7, a pesar de que para el caso de bajar escaleras se varió los ángulos del vector fuerza y la magnitud de la fuerza aplicada. Los esfuerzos reportados en la Fig. 4.10 resultan los más elevados para este componente.

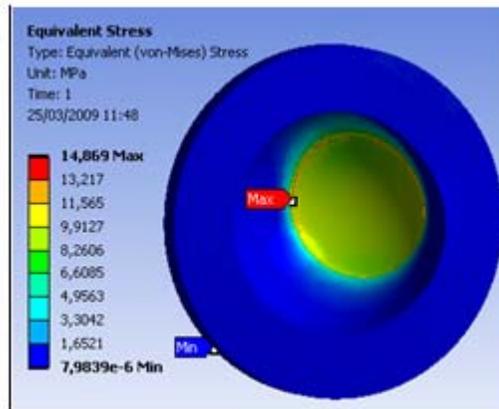


Figura 4.10 Mapa de colores del acetábulo donde se muestra los esfuerzos de von Mises obtenidos para la condición de carga al bajar escaleras. [fuente propia]

En la Fig. 4.10 se muestra el mapa de colores de esfuerzos de von Mises; del componente acetabular de polietileno UHMWPE (ASTM D638 695 370 296), generado por la acción de la fuerza que actúa sobre la articulación de magnitud de 1785 N y correspondiente a bajar escaleras, donde se puede observar que los esfuerzos máximos, al igual que el caso anterior, se encuentran en el borde del círculo de contacto con una magnitud de 14,86 MPa, correspondiente a las superficie en contacto, y se puede notar que el esfuerzo máximo no sobrepasa el límite de resistencia a la fluencia del material, lo que permite asumir que el material se comportó de manera esperada, es decir no falló; al cambiar el modo de marcha y las cargas que esto conlleva. Estos resultados no concuerdan con el diagnóstico clínico (luxofractura) que revela signos de una evidente falla por esto se procede a hacer el análisis dinámico.

4.2.3 Comparación de esfuerzos a distintos modos de marcha

En la Fig. 4.11 se muestran dos curvas que representan un ciclo completo de marcha al subir y bajar escaleras, ambos procesos abarcan un tiempo promedio de 1,2

seg cada uno, donde se carga la articulación y se descarga. Un ciclo de marcha comprende las siguientes etapas:

1. Los dos tercios delanteros del pie se pone en contacto con el escalón. Corresponde al 10% del ciclo.
2. Se transfiere el peso al pie apoyado. Al llegar a esta etapa ha transcurrido el 50% del ciclo.
3. El pie soporta todo el peso del cuerpo en un apoyo monopodal. En esta etapa ya ha transcurrido el 70% del ciclo.
4. Se transfiere el peso del cuerpo a la pierna contraria (la cual se encuentra en la etapa 1) hasta que se despega del escalón. Se completa el ciclo (100%).

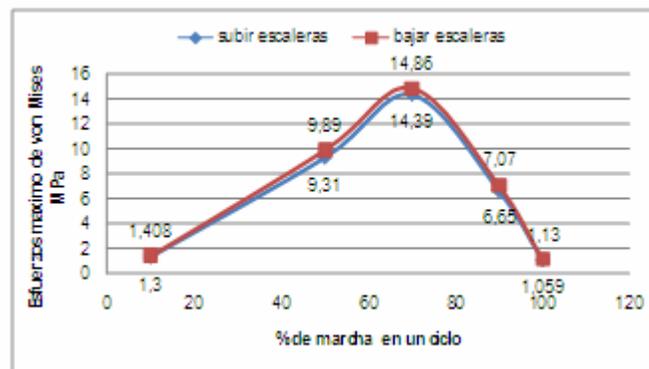


Figura 4.11 Comparación de los esfuerzos máximos de von Mises producto de las fuerzas que actúan en el acetábulo para los diferentes modelos de marcha estudiados [fuente propia]

De la Fig. 4.11 se puede observar que los esfuerzos máximos se encuentran al 70% del ciclo para subir y bajar escaleras porque soporta el 100% de la carga: 1723N y 1785N, respectivamente, al estar en apoyo monopodal impulsando el cuerpo hacia arriba o sosteniendo todo el peso.

Al iniciar el ciclo la pendiente de la curva es menos pronunciada porque el cuerpo humano está desplazando su centro de gravedad para no caerse cuando el apoyo sea completamente monopodal y para la etapa final del ciclo la pendiente de la curva de esfuerzos es mas pronunciada porque el apoyo del pie se inicia con el

desplazamiento del centro de gravedad mientras se hace el apoyo bipodal, por esto es mas rápida la descarga que la carga de la articulación en nuestro caso.

La Fig. 4.12 muestra el mapa de colores del desplazamiento en el acetábulo, ocasionado por los esfuerzos que son productos de las fuerzas de contacto generadas al bajar escaleras, es importante destacar que esta deformación muestra un patrón de comportamiento similar al desplazamiento apreciadas en la Fig. 4.8, correspondiente a subir escaleras, pero para este caso mostrado en la Fig. 4.12 el desplazamiento es mayor auspiciado por los esfuerzos que también son mayores, nótese que el desplazamiento es mayor (0,038 mm) en el centro del anillo de contacto y menor (0 mm) en el extremo contrario de la superficie articular.

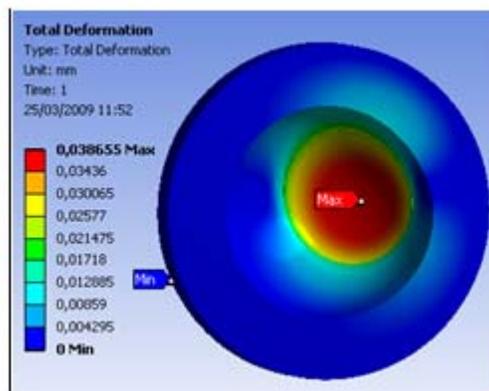


Figura 4.12 Mapa de colores del acetábulo, donde se muestra el desplazamiento total obtenido por la condición de carga al bajar escaleras.[fuente propia]

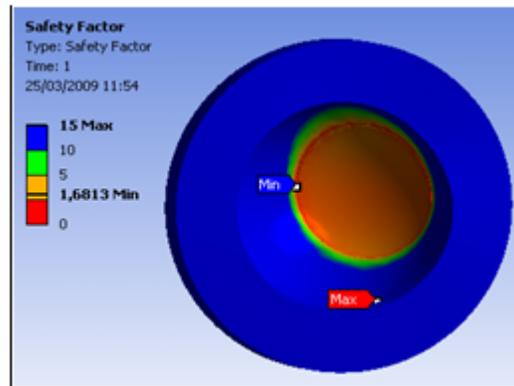


Figura 4.13 Mapa de colores del acetábulo, donde se muestra los el factor de seguridad con respecto a fluencia para carga estática, ejerciendo la actividad de bajar escaleras.[fuente propia]

En la Fig. 4.13 se muestra el mapa de colores referente a los resultados de factor de seguridad para carga estáticas en el acetábulo con una carga de 1785 N. Es notable que el factor de seguridad en la región más crítica sea mayor que 1 con un valor de 1,68, corroborando que el diseño es seguro bajo estas condiciones, tratándose de vidas humanas para absorber cualquier incertidumbre extra que no se contemple, el factor de seguridad debe ser mayor.

4.2.4. Análisis estático del componente femoral en la condición subiendo escaleras

La Fig. 4.14 muestra los mapas de colores de esfuerzos de von Mises del componente femoral de aleación cromo cobalto ASTM F 75,1992, generados por la acción de las fuerzas que actúa sobre la articulación, con magnitudes de 1723 N para subir escaleras y 1785 N para bajar escaleras.

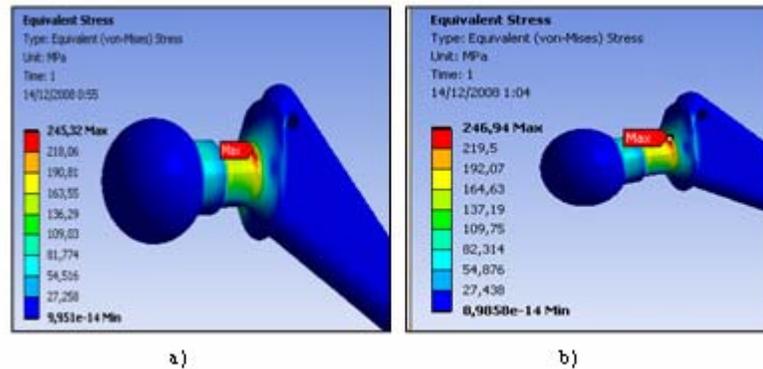


Figura 4.14 Mapa de colores del vástago, donde se muestra los esfuerzos de von Mises máximos y mínimos obtenidos para la condición de carga al: a) subir escaleras b) bajar escaleras.[fuente propia]

Se puede notar que los esfuerzos máximos con una magnitud de 264,94 MPa producto de las fuerzas de contacto para bajar escaleras, se encuentran ubicados en el cuello, en el radio de acuerdo que existe entre el cuello y el collar, siendo ocasionados por los cambios de sección transversal del cuello al collar (Ver Fig. 4.14.b).

Las magnitudes de los esfuerzos generados por la acción de las fuerzas en los diferentes modos de marchas mostrados en la Fig. 4.14, no sobrepasan el límite de fluencia del material, que corresponde a 450 MPa (el esfuerzo máximo entre las dos actividades es de 246,94 MPa), está claro que la deformación es elástica y no es permanente lo que quiere decir que al culminar el ciclo de marcha de forma instantánea se revierte, y el material regresa a su estado original, debido a que los esfuerzos no fueron lo suficientemente altos para deformar plásticamente el componente femoral.

4.2.5 Comparación de esfuerzos a distintos modos de marcha

Se muestra en la Fig. 4.15 la comparación de los esfuerzos generados para los dos modos de marchas estudiados. Donde se puede notar que una curva está superpuesta a la otra y esto es producto de la pequeña variación de los esfuerzos para las dos actividades.

El máximo esfuerzo se presenta al 70% del ciclo porque en este punto el cuerpo se encuentra en apoyo monopodal producto del instante donde la pierna ejerce el impulso para levantar el cuerpo y apoyar el pie en el escalón siguiente. Existe un punto resaltante del análisis, y es que la actividad que causa mayor sollicitación es bajar escaleras. Puesto que en esta actividad se generan los mayores esfuerzos, es conveniente considerarla como actividad para evaluar el diseño.

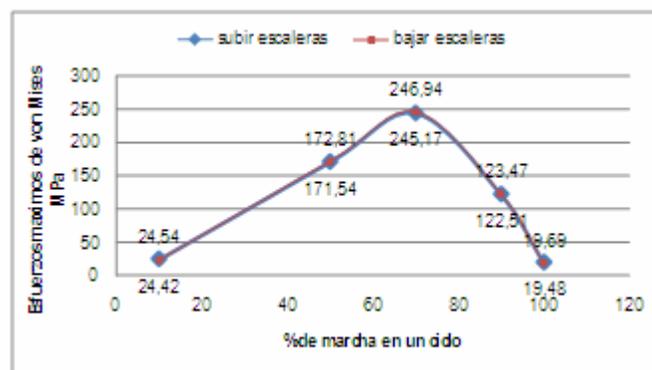


Figura 4.15 Comparación de los esfuerzos producto de las fuerzas que actúan en el vástago para los diferentes modelos de marcha estudiados [fuente propia]

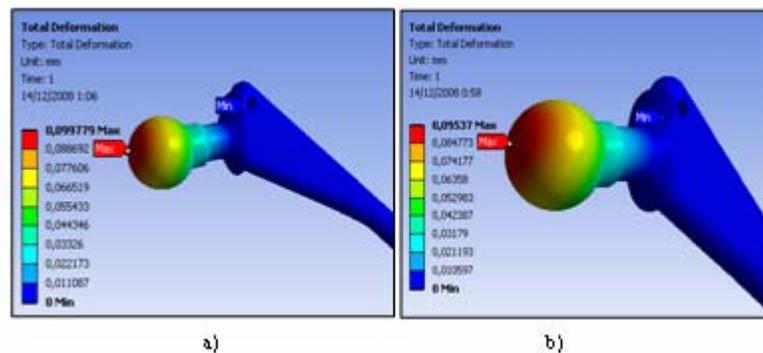


Figura 4.16 Mapa de colores del vástago, donde se muestra el desplazamiento total ocasionada por los estados de esfuerzos, obtenidos para la condición de carga al: a) bajar escaleras b) subir escaleras.[fuente propia]

En la Fig. 4.16, se presenta el mapa de colores correspondiente a la deformación causada por los esfuerzos en el vástago, donde se nota que la

deformación máxima es de 0,099 mm y está situada en centro de la superficie circular correspondiente al contacto articular ubicado en la cabeza del vástago.

El comportamiento del vástago es similar a una viga empotrada, donde el desplazamiento máximo se encuentra en el extremo más alejado del empotramiento y el esfuerzo máximo se genera en la base del mismo.

El desplazamiento que sufre el vástago no es permanente porque los esfuerzos no sobrepasan el límite de fluencia, lo que conlleva a que al descargarse el vástago o al finalizar el ciclo el mismo regresa a su estado sin desplazamiento.

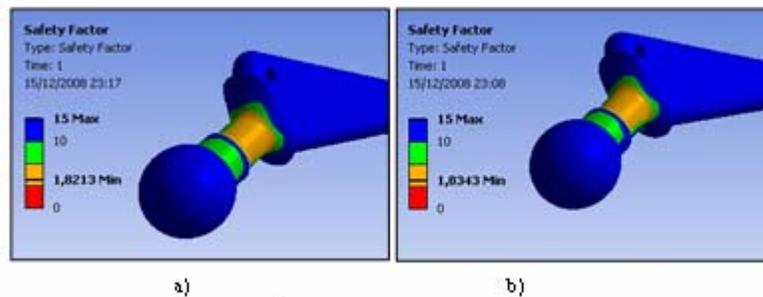


Figura 4.17. Mapa de colores del vástago donde se muestra el factor de seguridad con respecto al criterio de fluencia bajo carga estática, para la condición de carga al: a) bajar escaleras b) subir escaleras.[fuente propia]

En la Fig. 4.17 se muestran los factores de seguridad y las zonas donde varían dichos factores, en ella se puede observar que el factor de seguridad es mínimo en la actividad de bajar escaleras y corresponde a 1,82, pero aun así es un diseño seguro, las zonas donde el factor de seguridad es menor son las del cuello y esto es producto de que esta es una zona de concentración de esfuerzos.

4.3. Fase ii: análisis dinámico

Los análisis dinámicos realizados en este trabajo se muestran en resumen en el esquema de la Fig. 4.18.



Figura 4.18. Esquema de análisis dinámico para los componentes de la prótesis total de cadera AML DePuy no cementada.

Análisis del acetábulo bajo cargas cíclicas

Los resultados mostrados en la Fig. 4.19 corresponden a la FASE II, con el objeto de observar el comportamiento del componente acetabular bajo cargas cíclicas. Estos resultados sugieren una idea del tiempo o número de ciclos que el material resistirá una carga repetida (carga y descarga), para este caso se puede notar que hay dos resultados de vida del material: el primero es 367.800 ciclos para la actividad de subir escaleras y el segundo 182.010 ciclos al bajar escaleras.

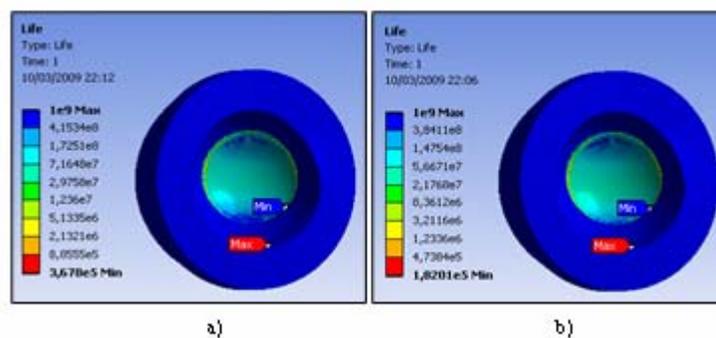


Figura 4.19 Mapa de colores del acetábulo, donde se muestra la vida del material en las zonas afectadas por los esfuerzos bajo carga cíclica ejerciendo la actividad de: a) subir escaleras b) bajar escaleras.[fuente propia]

La vida más corta (182010 ciclos) calculadas para fluencia, corresponde a la actividad donde la fuerza de contacto es mayor, y se puede observar en la Fig. 4.19.b

que se relaciona con bajar escaleras. La vida del material para las dos condiciones de carga obedece a una fatiga de alto ciclaje de duración finita por encontrarse entre un intervalo de valores desde 10^3 hasta 10^6 .

En un ciclo la articulación se carga y descarga. En el proceso de observación de las actividades del paciente se notó que el mismo, en un día, sube y baja escaleras equivalente a 9 pisos (ver Cap. III 3.2.2.a), siendo el total de la suma de escalones que sube y baja 140, es decir, 140 ciclos para un día, tomando la mitad de los ciclos (70) correspondiente exclusivamente a la actividad de bajar escaleras, en un año transcurrirían 18830 ciclos aproximadamente, y según los resultados mostrados en la Fig. 4.19, para un tiempo de nueve años y medio el material comienza a fallar debido a la fatiga, pero esta falla no es el colapso total del material, más bien; es donde la capa superficial de contacto articular del acetábulo comienza a dañarse por efecto de las cargas repetidas.

En la Fig. 4.20 se muestra el mapa de colores donde se presentan los datos correspondientes a factor de seguridad bajo cargas cíclicas. En los dos casos de estudios se puede observar que el factor de seguridad es menor que uno, evidenciándose la susceptibilidad del componente a presentar fallas debido a cargas repetidas luego de transcurrir los ciclos de vida máximo.

Se puede notar que el borde del círculo articular presenta el valor del factor de seguridad más bajo que se corresponde con el lugar donde la vida del material es más baja, como efecto de los esfuerzos que actúan en el anillo articular cuando se somete a carga cíclica como se muestra en la Fig. 4.20.

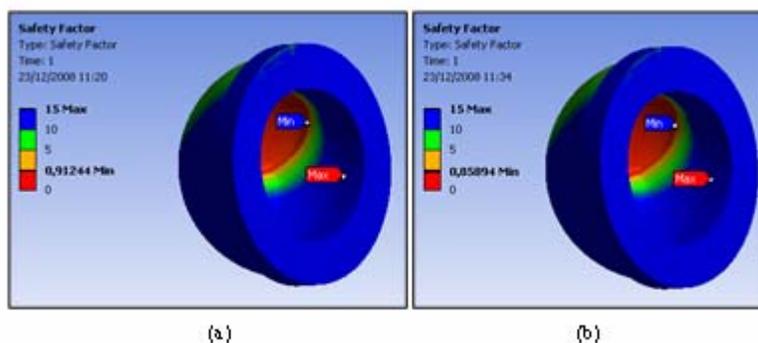


Figura 4.20. Mapa de colores del acetábulo donde se muestra el factor de seguridad con respecto a fluencia bajo carga cíclica del material en las zonas afectadas por los esfuerzos, ejerciendo la actividad de a) subir escaleras b) bajar escaleras.[fuente propia]

El proceso de falla de este material es lento, ya que es diseñado tomando las previsiones para evitar que el paciente sufra una incapacidad permanente o temporal a causa de una falla que implique un colapso total del componente, de manera que este componente, luego de entrar en servicio, debe tener un monitoreo constante para programar una intervención quirúrgica antes que el mismo presente indicios de falla.

La Fig. 4.21 presenta el mapa de colores del daño acumulado bajo carga cíclica para subir y bajar escaleras, donde se muestra que la mayor acumulación de daño se ubica en el borde del anillo articular para la actividad de bajar escaleras, que corresponde a 3% (5494,3) de la vida del material y 1% (2706,4) para la actividad de subir escaleras en la misma ubicación. Ésta es la posible zona donde se pueden producir las primeras grietas (fallas) luego de transcurrir el 97% de la vida del material debido a la acumulación de daño, ya que a medida que el material es continuamente deformado pierde integridad, trayendo como consecuencia disminución de propiedades de resistencia y propiciando la falla. Los ciclos de vida son disminuidos por consecuencia al daño acumulado.

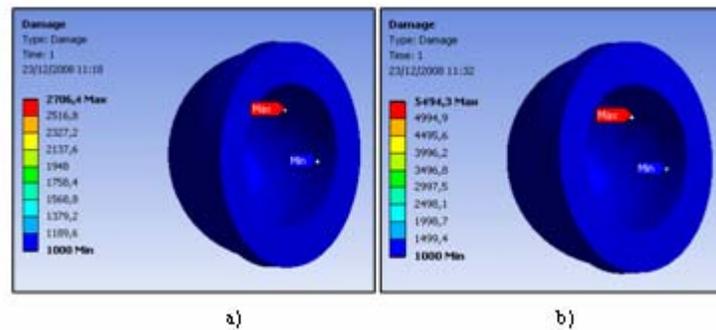


Figura 4.21. Mapa de colores del acetábulo donde se muestra el daño acumulado bajo carga cíclica del material en las zonas afectadas por los esfuerzos, ejerciendo la actividad de a) subir escaleras b) bajar escaleras.[fuente propia]

4.3.2 Análisis del vástago bajo cargas cíclicas

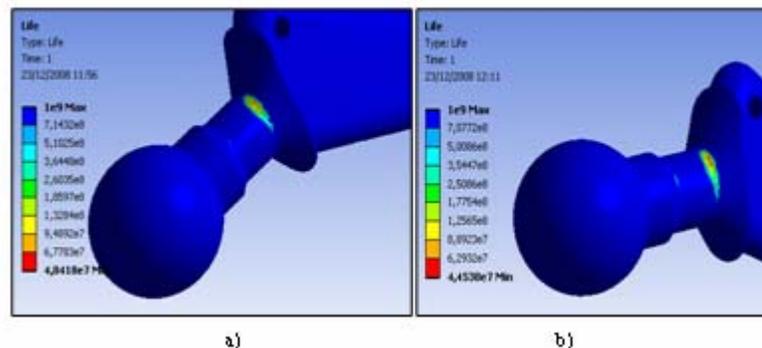


Figura 4.22 Mapa de colores del vástago donde, se muestra la vida con respecto a fluencia para carga cíclica, ejerciendo la actividad de: a) subir escaleras b) bajar escaleras.[fuente propia]

En la Fig. 4.22 se presentan los mapas de colores correspondientes a los resultados de la vida del material, donde se muestra que la vida del material, es de alto ciclaje de duración infinita. Este material puede durar implantado hasta 40 años sin presentar fallas. La vida del componente es menor en la región que se encuentra entre el cuello y el collar. Para presentar un escenario de falla bajo estas condiciones las primeras grietas se iniciarían en la región ya mencionada. Es importante resaltar que este componente hasta los últimos estudios no ha presentado indicios de fallas aparentes

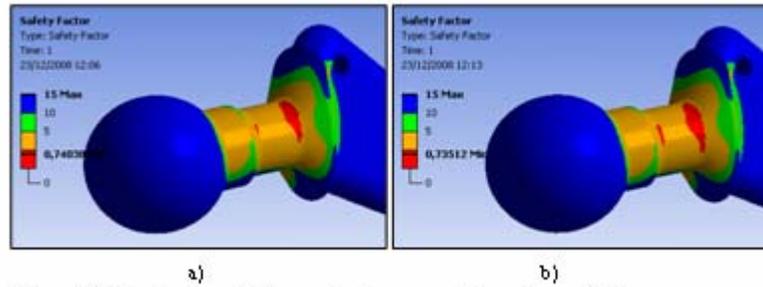


Figura 4.23 Mapa de colores del vástago, donde se muestra el factor de seguridad con respecto a fluencia bajo carga cíclica del material en la zonas afectadas por los esfuerzos, ejerciendo la actividad de: a) subir escaleras b) bajar escaleras.[fuente propia]

La Fig. 4.23 muestra los resultados referentes al factor de seguridad bajo cargas cíclicas presentados en un mapa de colores para su mejor apreciación. Es notable que los factores de seguridad en el cuello del vástago, para ambos modos de marcha es menor que uno, pero este caso se presenta luego de transcurrir la vida del material (más de 40 años). Se nota que la región donde el factor de seguridad es menor es la que existe entre el cuello y el collar mostrando que luego de transcurrido el menor ciclaje de vida del material, en esta región puede fallar del vástago

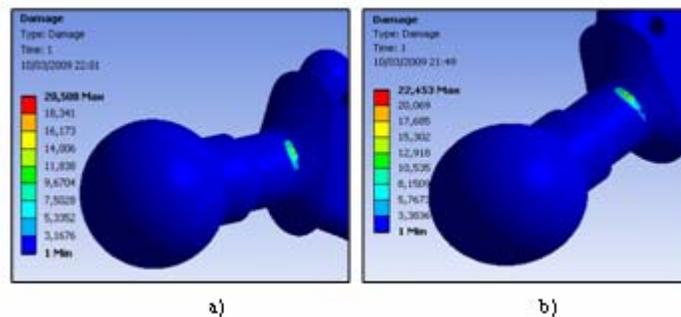


Figura 4.24 Mapa de colores del vástago, donde se muestra el daño acumulado por efecto de carga cíclica del material en la zonas afectadas por los esfuerzos, ejerciendo la actividad de: a) subir escaleras b) bajar escaleras.[fuente propia]

La Fig. 4.24 muestra el daño acumulado en el vástago para las actividades de subir y bajar escaleras, el máximo daño para ambos casos es menor que 0,06 % (20508 y 22453) resaltado en la zona que pueden verse afectadas por la aparición de

grietas antes de cumplirse el 99,95% de los ciclos de vidas que se presentan en la Fig. 4.22, la causa de este fenómeno sería el daño acumulado.

4.3.3 Posibles causas de falla atribuidas a los resultados hallados en los estudios de esfuerzos.

En la Fig. 4.25 se muestran fragmentos de polietileno esparcidos por la zona articular como prueba evidente del deterioro del componente acetabular, esta falla puede ser relacionada con la fatiga del polietileno bajo carga repetidas, y comprueba el mecanismo de deterioro ilustrado en la Fig. 2.15 contenida en el Capítulo II, y por esto se resaltan los cuerpos corpusculares desprendidos del polietileno. Al iniciarse este proceso comienzan a suscitarse distorsiones entre las dos superficies, lo que hace que se incremente la holgura entre ellas, trayendo como consecuencia que los esfuerzos de contacto de Hertz se agranden como se indicó en el Apéndice A Tabla 4, pudiendo alcanzar magnitudes mayores al limite de resistencia del material, agregando un factor de deterioro que aumenta los mecanismos de fallas.

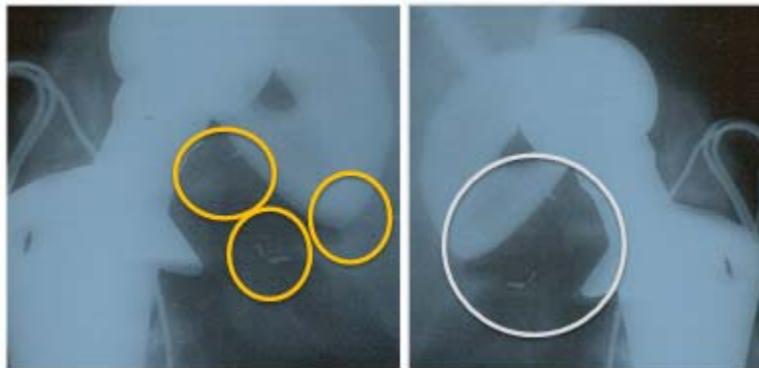


Figura 4.25 Evidencia del proceso de deterioro del material de polietileno.[Rayos X del paciente]

Existe otra variable que entra en escena en el proceso de deterioro; sabiendo que existe interacción entre la prótesis y los fluidos corporales, este fluido se introduce en las pequeñas depresiones que quedan al desprenderse el material y puede crearse un efecto de cuña que favorece la propagación de las grietas, y no debe ser

pasar por alto que los polímetros en presencia de un medio líquido se incrementan su volumen absorbiendo líquido del medio circundante, ocasionando cambios (desmejoran la resistencia) en la propiedades mecánicas de la superficie.

CAPITULO V

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

5.1. conclusiones

Se determinaron las características fisiológicas y anatómicas de la articulación de la cadera mediante documentación bibliográfica e historia médica del paciente.

Se identificaron los materiales que componen el acetábulo y la cabeza femoral de la prótesis AML DEPUY no cementada, correspondiendo a polietileno UHMWPE de ultra alta densidad y aleación de cromo – cobalto CoCrMo (F75-87), respectivamente.

Se crearon modelos tridimensionales computarizados de la prótesis total de cadera AML DEPUY no cementada, mediante software de diseño a partir de mediciones obtenidas de tomografías axiales computadas de 64 cortes y rayos X.

El modo de marcha más crítico del paciente corresponde al descenso de escaleras seguido por el ascenso de escaleras. Se consideran críticos por ocasionar las mayores sollicitaciones de cargas en el elemento protésico.

Se determinó la distribución de esfuerzos de la prótesis total de cadera AML DEPUY no cementada, mediante programa computacional de elementos finitos.

Se efectuó análisis estático a los componentes acetabular y femoral de la prótesis, resultando que ninguno de ellos fallaría debido a carga estática.

Los componentes de la prótesis total de cadera AML Depuy sometidos a carga estáticas, se comportan de forma estable soportando los niveles de esfuerzos máximos de Von Mises.

Se efectuaron análisis de fatiga a los componentes acetabular y femoral de la prótesis, resultando que el componente acetabular presentó un ciclo de vida aproximado a nueve años y medio, luego de este tiempo este componente comenzaría a fallara.

Cuando se estudia los efectos de las cargas repetidas; correspondiente a subir y bajar escaleras, las fallas son muy probables que se presentes en los componentes de la prótesis total de cadera, pero el elemento que tiene el ciclaje de cargas más bajo es el acetabular comprobándose que este es el que falló primero.

Los factores de seguridad para los componentes de la prótesis total de cadera sometidos a cargas estáticas; correspondientes a subir y bajar escaleras, son aceptables al tener una valor mayor que uno.

Los esfuerzos de contactos calculados con el método de Hertz pueden sobrepasar los valores del esfuerzo de fluencia y generar fallas bajo cargas estáticas.

Las pequeñas tolerancias ($\pm 0,025\text{mm}$) que se consiguen con los procesos de fabricación propios de los componentes de la prótesis total de cadera y la poca distorsión que esto trae consigo, hacen que los esfuerzos de Hertz no sobrepasan el esfuerzo de fluencia del material al inicio de su vida útil.

Los esfuerzos de Hertz comienzan a actuar cuando empieza a existir distorsión entre las superficies articulares, por lo general ocurre después de la implantación. Sin embargo, esta variable es difícil de cuantificar.

5.2 Recomendaciones

Es importante iniciar nuevas investigaciones para sustituir o mejorar los materiales de prótesis empleados en la actualidad, que están sometidas a cargas y fricción, como los acetábulos de las prótesis de cadera, los plásticos tíbiales y las rotulas de las prótesis de rodillas, siendo estos los componentes que se fabrican en la actualidad de polietileno UHMWPE.

Realizar análisis posteriores de la prótesis AML Depuy considerando modo de marchas más severos que no fueron considerados en este trabajo por ser ajenos a las actividades cotidianas del paciente

Realizar estudios que relacionen el efecto de la química sanguínea con el proceso de deterioro de los dispositivos fabricados de polietileno UHMWPE

BIBLIOGRAFIA CITADA

[1] DELGADO M, ESPINO J; **“Distribución de esfuerzo en una prótesis parcial de cadera cementada”**, Ingenieros Mecánicos Msc, Centro de Ingeniería y Desarrollo Industrial, Unidad de Postgrado y de Investigación, Mexico (2005).
Disponibile en: <http://redalyc.uaemex.mx/redalyc/pdf/768/76820101.pdf>

[2] GRANADO, G. y CRUSES, F; **“Construcción de un equipo de ensayo de fatiga a flexo-compresión, para dispositivos de fijación de fémur humano, en tratamiento de fractura”**, trabajo de grado, Universidad de oriente, Departamento de Mecánica, Venezuela (2007).

[3] CASAÑA, J, **“Modelado tridimensional de la respuesta mecánicas del pulpejo indentado del dedo índice a través de elemento finito”**, trabajo de grado, Universidad de Oriente, Departamento de Mecánica, Venezuela (2005).

[4] GRATEROL, H, **“Análisis de esfuerzo producidos en el componente Femoral de una prótesis de cadera, mediante el método de los elementos finitos”** Trabajo de grado, Universidad de Oriente, Departamento de Mecánica, Venezuela (2008).

[5] PEREIRA, F, **“Correlación entre esfuerzos simulados mediante elementos finitos y corrosión observada en implante de cadera”** Trabajo de grado, Universidad de Oriente, Departamento de Mecánica, Venezuela (2008).

[6] WIKIPEDIA, LA ENCICLOPEDIA LIBRE.

Disponibile en: <http://es.wikipedia.org/wiki/Biomecanica>

[7] QUIROZ, F, “**Anatomía Humana**”,. Décima quinta edición, Editorial PORRUGA S.A. México DF (1976).

[8] VALLS, P, y KOHN, T “**Ortopedia y Traumatología**”,. Cuarta edición, Editorial EL ATENEO, Caracas (1980).

[9] BEER, F, y JHONSTON, E, “**Mecánica de los Materiales**”, Editorial MC GRAW HILL, 2ª Edición, Colombia (1993).

[10] AVALLONE, E, y BAUMEISTER, T., “**Manual del Ingeniero Mecánico Tomo 1**”, Editorial MC GRAW HILL, 3ª Edición, México (1995).

[11] ASKELAND, D. y PHULE, P. “**Ciencia e ingeniería de los materiales**”, Editorial THOMSON, 4ª Edición, México (2004).

[12] PEREZ, J “**Lecciones de Materiales Biológicos y Biomateriales**”, Editorial: UNIVERSIDAD POLITECNICA DE MADRID, 1ª Edición, España (2007).
Disponibile en: <http://www.popularlibros.com>

[13] GREENSPAN, A. “**Radiología de Huesos y Articulaciones**”, Editorial MARBAN, 1ª Edición, México (2006). Disponible en: <http://www.blogcatalog.com>

[14] SYDNEY, A, “**Introducción a la Metalurgia Física**”. 2ª Edición, Mcgraw hill. México (1975).

[15] WIKIPEDIA, La Enciclopedia Libre.

DISPONIBLE EN: [HTTP://ES.WIKIPEDIA.ORG/WIKI/MEF](http://es.wikipedia.org/wiki/MEF)

[16] HAMROCK, B, “ELEMENTOS DE MÁQUINAS”, Editorial Mc Graw Hill, MÉXICO (1999).

[17] SHIGLEY, J y MISCHLE, C., “**Diseño en ingeniería mecánica**”, Sexta Edición, Editorial Mc Graw Hill. Nueva York (2002).

[18] MARION, T y EVERETT, T, “**Fundamento del movimiento humano**”, Quinta Edición, Editorial Mc Graw Hill. Nueva York (2006).

[19] NETTER, F, “**Atlas de anatomía humana**”, cuarta edición, Editorial ELSEVIER MASSAN, México (2005).

[20] BRAUNE, W. and FISCHER, O. “**The Human Gait**”, Springer-Verlag, Berlin, 1987. (orig. published 1895--1904.). disponible en: <http://web.media.mit.edu/~testarne/TR328/node17.html>.

[21] PAUWELS, F. “**Biomecanique de l'appareil locomoteur**”, Springer-Verlag; Berlín (1979).

[22] “**Standard specification for cast Cobalt-Chromium-Molybdenum alloy for surgical implant applications**”, ASTM (1992). Disponible: <http://www.astm.org/Standards/F75.htm>

BIBLIOGRAFIA ADICIONAL

- HAMROCK, B, **“Elementos de Máquinas”**, Editorial Mc Graw Hill, México (1999).
- SHIGLEY, J y MISCHLE, C., **“Diseño en Ingeniería Mecánica”**, Sexta Edición, Editorial Mc Graw Hill. Nueva York (2002).
- POPE, J, **“Soluciones Prácticas para el Ingeniero Mecánico”**. Primera edición Editorial Mc Graw Hill, México (2000)
- MOSQUEDA, C, **“Evaluación de la resistencia del bastidor en un semirremolque tipo volteo de dos ejes compuesto por una y dos cajas que soporte las cargas máximas admitidas por la norma venezolana Convenin 614:1997”** Trabajo de grado, Universidad de Oriente, Departamento de Mecánica, Venezuela (2008).
- LATARJET, M, y RUIZ, J, **“Anatomía Humana”** cuarta edición, Editorial PANAMERICANA, Argentina (2005).

**METADATOS PARA TRABAJOS DE GRADO, TESIS Y
ASCENSO:**

TÍTULO	“ANÁLISIS DE LA DISTRIBUCIÓN DE ESFUERZOS, MEDIANTE ELEMENTOS FINITOS, DE UNA PRÓTESIS TOTAL DE CADERA AML DEPUY NO CEMENTADA REEMPLAZADA POR FALLA.”
SUBTÍTULO	

AUTOR (ES):

APELLIDOS Y NOMBRES	CÓDIGO CULAC / E MAIL
Hernández Morales, Mario José	CVLAC: 16.054.496 EMAIL: mariojhernandezm@gmail.com
	CVLAC: E MAIL:
	CVLAC: E MAIL:

PALABRAS O FRASES CLAVES:

Biomecánica

Prótesis de cadera

Análisis de esfuerzos

Fatiga

METADATOS PARA TRABAJOS DE GRADO, TESIS Y ASCENSO:

ÁREA	SUB-ÁREA
MECÁNICA DE SÓLIDOS	DISEÑO

RESUMEN (ABSTRACT):

En el presente trabajo se plantea realizar el análisis de la distribución de esfuerzos en una prótesis total de cadera Aml DePuy no cementada, considerando los esfuerzos como posible causa de fallas. Para llevar a cabo este trabajo se recurrió a investigar datos referentes a: fisiología, anatomía y biomecánica de la articulación coxofemoral; luego se definió las propiedades químicas y mecánicas de los materiales que componen la prótesis, con la finalidad de reunir la mayor cantidad de información para obtener buenos resultados de la simulación. Para generar el modelo de la prótesis en cuestión, se utilizó las avanzadas técnicas de diagnóstico por imagen como tomografía axial computada y Rayos X para poder así simular la operación de los componentes de la prótesis mediante un software de elemento finito, considerando los modos de marcha que se ajustaran más a las actividades cotidianas del paciente. Encontrándose que el diseño de los componentes protésicos (tanto acetábulo como vástago) se comportaban de forma elástica bajo cargas estáticas, y cuando estos se sometieron a cargas cíclicas, el componente acetabular presentó el menor ciclaje, siendo el componente más susceptible a sucumbir a los esfuerzos.

METADATOS PARA TRABAJOS DE GRADO, TESIS Y ASCENSO:

CONTRIBUIDORES:

APELLIDOS Y NOMBRES	ROL / CÓDIGO CVLAC / E-MAIL				
Gomes Carlos	ROL	CA	AS	TU	JU
	CVLAC:	V. 10.305.208			
	E-MAIL	Carlos.j.gomes@gmail.com			
	E-MAIL				
	ROL	CA	AS	TU	JU
	CVLAC:				
	E-MAIL				
	E-MAIL				
	ROL	CA	AS	TU	JU
	CVLAC:				
	E-MAIL				
	E-MAIL				
	ROL	CA	AS	TU	JU
	CVLAC:				
	E-MAIL				
	E-MAIL				

FECHA DE DISCUSIÓN Y APROBACIÓN:

2009	06	15
AÑO	MES	DÍA

LENGUAJE. SPA

METADATOS PARA TRABAJOS DE GRADO, TESIS Y ASCENSO:

ARCHIVO (S):

NOMBRE DE ARCHIVO	TIPO MIME
Tesis biomecánica prótesis	.doc

CARACTERES EN LOS NOMBRES DE LOS ARCHIVOS: A B C D E F G
H I J K L M N O P Q R S T U V W X Y Z . a b c d e f g h i j k l m n o p q r s t u v w x y z . 0 1
2 3 4 5 6 7 8 9.

ALCANCE

ESPACIAL: _____ (OPCIONAL)

TEMPORAL: _____ (OPCIONAL)

TÍTULO O GRADO ASOCIADO CON EL TRABAJO:

INGENIERO

NIVEL ASOCIADO CON EL TRABAJO:

PREGRADO

ÁREA DE ESTUDIO:

DEPARTAMENTO DE MECÁNICA

INSTITUCIÓN:

UNIVERSIDAD DE ORIENTE. NÚCLEO ANZOÁTEGUI

**METADATOS PARA TRABAJOS DE GRADO, TESIS Y
ASCENSO:**

DERECHOS

“Los trabajos de grado son de exclusiva propiedad de la Universidad de
Oriente, y sólo podrán ser utilizados para otros fines con el consentimiento del
Consejo de Núcleo respectivo, quien participará al Consejo de Escuela”.

Hernández Mario

AUTOR 1

AUTOR 2

AUTOR 3

Carlos Gomes

Gaetano Sterlacci

Richard Estaba

TUTOR

JURADO 1

JURADO 2

Delia Villaroel

POR LA SUBCOMISIÓN DE TESIS