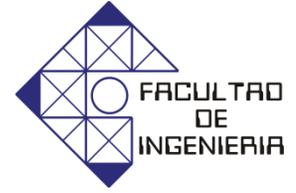




UNIVERSIDAD DE CARABOBO
FACULTAD DE INGENIERÍA
ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA
CENTRO DE BIOMECÁNICA - UC



DISEÑO DE UNA PRÓTESIS DE CADERA

Cabello D. Henry G.

Naguanagua, 22 de Mayo del 2012



UNIVERSIDAD DE CARABOBO
FACULTAD DE INGENIERÍA
ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA
CENTRO DE BIOMECÁNICA - UC



DISEÑO DE UNA PRÓTESIS DE CADERA

*Trabajo especial de grado presentado ante la Ilustre Universidad de Carabobo
para optar al título de Ingeniero Mecánico*

Tutor académico:
Prof. Brizeida Gámez

Autor:
Cabello D. Henry G.

Naguanagua, 22 de Mayo del 2012



UNIVERSIDAD DE CARABOBO
FACULTAD DE INGENIERÍA
ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA
CENTRO DE BIOMECÁNICA - UC



CERTIFICADO DE APROBACIÓN

Los abajo firmantes, miembros del jurado designado para evaluar el trabajo especial de grado titulado “Diseño de una prótesis de cadera”, realizado por el bachiller: Henry Gabriel Cabello Díaz portador de la cedula de identidad N° 20.162.355; hacemos constar que hemos revisado y aprobado el mencionado trabajo.

Prof. Brizeida Gámez
Tutor académico

Prof. David Ojeda
Jurado

Prof. José Velasco
Jurado

Naguanagua, 11 de Junio del 2012

AGRADECIMIENTOS

Primero debo agradecer a la gran Alma Mater, la UNIVERSIDAD DE CARABOBO, por haberme brindado la oportunidad de crecer como profesional en todo el significado de su palabra. Agradezco profundamente a todos aquellos profesores y personal de la escuela de Ingeniería Mecánica, así como al Centro de Biomecánica - UC por impartirme el conocimiento suficiente y proporcionarme las herramientas necesarias para lograr el desarrollo de este proyecto de grado.

A mi tutora, la profesora Brizeida Gámez, por no sólo ser guía de este trabajo investigativo; sino, por haberme enseñado grandes lecciones las cuales siempre tendré presente ya que me han ayudado a nutrirme como persona. A su vez, al profesor David Ojeda por darme la iniciativa para llevar a cabo la investigación.

A Dios, a mis padres, familiares, compañeros de carrera y a mis amigos del alma por estar presentes durante todos estos años de mi formación académica, y por siempre creer en mí.

DEDICATORIA

Este logro quisiera dedicarlo principalmente a mis padres Henry C. y Ana D., sin su ayuda abundante, paciencia, confianza, dedicación y educación no hubiese sido posible llevar a cabo el inicio y la culminación del presente trabajo. A mis hermanos Yasmely, Carolina y Alberto, a mis familiares que siempre me apoyaron y supieron comprender algunas de mis conductas debidas al proceso de maduración como profesional.

En este proceso surgieron buenos compañeros de estudio a los cuales quiero agradecer, también nacieron nuevas amistades, en particular a Jesús R., Freddy M., Luis N., Emilio B., Francesco C., Francesco Di C., Gianfranco R., y a toda la camada del grupo universitario.

A dos personas en especial que considero amigos valiosos y mentores en mi vida, a los profesores Víctor C. y Edwin P., ambos me han enseñado, escuchado, educado y hasta regañado en el momento justo y preciso para nutrir el alma y evitar futuros tropiezos. Sus horas de dedicación hacia mi persona fueron de gran aporte para realizar este proyecto.

A mis amigos del alma Orlando A., Miguelangel R., Diana F., Carlos G., José A., Armando P., Valentina C., Nelson M., Andrés V., Víctor V., Paola G., incluyendo a sus padres, por haber compartido gratos momentos en muchos años (superando la década en muchos casos).

RESUMEN

Esta investigación presenta el diseño de una prótesis de cadera con el uso una herramienta CAD para luego reportar los resultados obtenidos al efectuar un análisis comparativo de las tensiones que se producen cuando se introduce dicha prótesis parcial de cadera en el fémur humano, con el fin de reemplazar la articulación coxofemoral. Los análisis se realizan por el Método de Elementos Finitos (MEF) de la interacción hueso-cemento y cemento-prótesis con el uso del software Abaqus/CAE. Se analiza igualmente el acero quirúrgico 316L así como varios casos de carga biológicas a los cuales estará sometido el implante durante su vida útil. Posteriormente, se propone una nueva geometría distal del implante, a fin de reducir las tensiones cortantes en las interfaces del mismo.

Por último se lleva a cabo un estudio de factibilidad económica y tecnológica en el cual se evalúa la sustentabilidad de la fabricación y comercialización de la prótesis de cadera propuesta en el mercado venezolano.

ÍNDICE GENERAL

Índice general	i	
Índice de figuras	v	
Índice de tablas	viii	
INTRODUCCIÓN	1	
CAPÍTULO 1	EL PROBLEMA	3
1.1 SITUACIÓN PROBLEMÁTICA		3
1.2 OBJETIVOS		5
1.2.1 Objetivo General		5
1.2.2 Objetivos Específicos		5
1.3 JUSTIFICACIÓN		6
1.4 ALCANCE		6
1.5 LIMITACIONES		6
CAPÍTULO 2	MARCO TEÓRICO	7
2.1 ANTECEDENTES		7
2.2 ANATOMÍA DE LA CADERA		10
2.2.1 Articulación coxofemoral		11
2.2.1.1 La cabeza femoral y el cotilo		12
2.2.2 Arquitectura de la pelvis		14
2.2.3 Cápsula articular de la cadera		15
2.2.4 Ligamentos de la articulación coxofemoral		15

2.2.4.1 Ligamento iliofemoral	15
2.2.4.2 Ligamento pubofemoral	16
2.2.4.3 Ligamento isiquifemoral	16
2.2.4.4 Ligamento redondo	17
2.3 FISIOLÓGÍA DE LA CADERA	17
2.3.1 Fisiología de los ligamentos coxofemorales	18
2.3.2 Ejes de movimiento	19
2.3.3 Movimientos de la cadera	19
2.3.3.1 Flexión	20
2.3.3.2 Extensión	20
2.3.3.3 Aducción	21
2.3.3.4 Abducción	22
2.3.3.5 Rotación	22
2.4 PRÓTESIS DE CADERA	23
2.4.1 Tipos	24
2.4.2 Anclajes	26
2.4.3 Materiales comunes	28
2.4.4 Duración estimada	30
CAPÍTULO 3 MÉTODO DE LOS ELEMENTOS FINITOS	31
3.1 BASES DEL MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS	31
3.2 APLICACIÓN DEL MÉTODO	35
3.3 FUNCIONES DE FORMA	39
3.4 RESULTADOS DEL MÉTODO	40
CAPÍTULO 4 MARCO METODOLÓGICO	41
4.1 METODOLOGÍA PROPUESTA	41
4.1.1 Búsqueda de la información	41
4.1.2 Generar diferentes soluciones	42
4.1.3 Seleccionar el material	42
4.1.4 Diseñar la prótesis	42

4.1.5 Simular el funcionamiento	43
4.1.6 Analizar los esfuerzos y desplazamientos	43
4.1.7 Optimizar el diseño	43
4.1.8 Determinar los parámetros de fabricación	44
4.1.9 Estudiar la factibilidad económica	44
4.1.10 Concluir y otorgar recomendaciones	44
CAPÍTULO 5 RESULTADOS Y ANÁLISIS	45
5.1 ESPECIFICACIONES DEL SISTEMA A DISEÑAR	45
5.2 ALTERNATIVAS DE SOLUCIÓN	46
5.2.1 Propuesta N°1	46
5.2.2 Propuesta N°2	47
5.2.3 Propuesta N°3	48
5.3 SELECCIÓN DE LA MEJOR SOLUCIÓN	49
5.4 SELECCIÓN DEL MATERIAL	50
5.5 ESPECIFICACIONES DEL SISTEMA DISEÑADO	52
5.5.1 Vástago femoral	53
5.5.2 Pasador cilíndrico	53
5.5.3 Base de la cabeza femoral	54
5.5.4 Cabeza femoral	54
5.6 SISTEMA A EVALUAR	55
5.6.1 Interacciones y contactos	56
5.6.2 Distribución de la carga y condiciones de borde	57
5.6.2.1 Cálculo de carga para condiciones críticas	58
5.6.2.2 Cálculo de carga para condiciones normales	59
5.6.3 Discretización mediante MEF	63
5.7 ANÁLISIS DE RESULTADOS	67
5.7.1 Distribución de esfuerzos a flexión bajo condiciones críticas	68
5.7.2 Distribución de esfuerzos a torsión bajo condiciones críticas	69
5.7.3 Distribución de esfuerzos combinados bajo condiciones críticas	72
5.8 OPTIMIZACIÓN DEL DISEÑO	75

5.8.1 Optimización del material	75
5.8.2 Optimización de la forma	75
5.8.3 Discretización de la prótesis optimizada mediante MEF	77
5.8.4 Distribución de esfuerzos a flexión bajo condiciones críticas en prótesis optimizada	79
5.8.5 Distribución de esfuerzos a torsión bajo condiciones críticas en prótesis optimizada	80
5.8.6 Distribución de esfuerzos combinados bajo condiciones críticas en prótesis optimizada	82
5.8.7 Distribución de esfuerzos a flexión bajo condiciones normales en prótesis optimizada	83
5.8.8 Distribución de esfuerzos combinados bajo condiciones normales en prótesis optimizada	85
5.9 RESULTADOS OBTENIDOS	87
CAPÍTULO 6 FACTIBILIDAD TECNOLÓGICA Y ECONÓMICA	89
6.1 FACTIBILIDAD TECNOLÓGICA	89
6.2 FACTIBILIDAD ECONÓMICA	93
CAPÍTULO 7 CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES	95
7.1 CONCLUSIONES	95
7.2 RECOMENDACIONES	98
REFERENCIAS	99
ANEXOS	103

ÍNDICE DE FIGURAS

2.1 Zona de unión de los huesos sacros e iliacos	11
2.2 Articulación coxofemoral	11
2.3 Ángulos de declinación e inclinación según Bellugue; declinación (a) 25° y (b) 10°, inclinación (c) 125°, (d) 115°	12
2.4 Vista de la cabeza femoral y cotilo	13
2.5 Voladizo femoral ; (a) Distancia perpendicular del centro de la cabeza al eje vertical del fémur, (b) Ángulo cervico-diafisario	14
2.6 Cápsula articular de la cadera	15
2.7 Vista delantera de los ligamentos de la articulación	16
2.8 Vista trasera de los ligamentos de la articulación	17
2.9 Planos y ejes de movimiento de la cadera	19
2.10 Movimiento de flexión de cadera	20
2.11 Movimiento de extensión de cadera	21
2.12 Movimiento de aducción de cadera	21
2.13 Movimiento de abducción de cadera	22
2.14 Movimientos internos y externos de rotación de cadera; Rotación interna 30° (a) Rotación 90° (b), Rotación externa 60° (c), Rodadura (d) y (f), Posición de Loto (e)	23
2.15 Prótesis total de cadera	24
2.16 Prótesis parcial de cadera “de Thompson”	25
2.17 Prótesis parcial de recubrimiento	26

2.18 Prótesis de cadera según su anclaje; (a) Prótesis cementada, (b) Prótesis no cementada, (c) Prótesis híbrida	27
2.19 Prótesis extraída con material óseo adherido a la superficie	30
3.1 Representación de un sistema para elementos finitos	33
3.2 Conjunto de nodos conformando un elemento	34
3.3 Coordenadas nodales (i, j, k) y desplazamientos de los nodos	36
3.4 Ejemplo de transformación paramétrica de coordenadas en un elemento cuadrilátero de 4 nodos	37
5.1 Posible solución N°1; (a) Vista lateral, (b) Vista isométrica, (c) Vista en explosión	47
5.2 Posible solución N°2; (a) Vista lateral, (b) Vista isométrica, (c) Vista en explosión	48
5.3 Posible solución N°3; (a) Vista lateral, (b) Vista isométrica, (c) Vista en explosión	49
5.4 Sistema diseñado; (a) Vista lateral, (b) Vista isométrica, (c) Vista en explosión	52
5.5 Vástago femoral	53
5.6 Pasador cilíndrico	54
5.7 Base de la cabeza	54
5.8 Cabeza femoral	55
5.9 Conjunto de Hueso (a), Cemento (b), Prótesis (c) a evaluar	55
5.10 Prótesis con par de contactos del tipo ajustado	57
5.11 Carga al bajar un escalón	58
5.12 Distribución de la carga y empotramiento para condiciones críticas	59
5.13 Ciclo de marcha	60
5.14 Detalle de la carga en la fase media de marcha	60
5.15 Diagrama de cuerpo libre de las fuerzas actuantes en la cabeza femoral	61
5.16 Fuerza en el trocánter mayor (M) y fuerza en la cabeza femoral (J)	62

5.17 Distribución de la carga y empotramiento para condiciones normales	63
5.18 Tipos de elementos: (a) Hexaédricos y (b) Tetraédricos	64
5.19 Asignación de elementos al conjunto de la prótesis	64
5.20 Conjunto de prótesis de cadera discretizado	65
5.21 Convergencia de resultados (Esfuerzo máximo vs. Número de elementos)	66
5.22 Conjunto de prótesis con mallado óptimo	67
5.23 Análisis de esfuerzos (σ [MPa]) de la prótesis de cadera sometida a flexión bajo condiciones críticas; Vista del conjunto	68
5.24 Análisis de esfuerzos (σ [MPa]) de la prótesis de cadera sometida a flexión bajo condiciones críticas; Detalle de la concentración de esfuerzos	69
5.25 Análisis de desplazamientos (U [mm]) de la prótesis de cadera sometida a flexión bajo condiciones críticas	69
5.26 Rotación lateral de la cadera en posición de pie	70
5.27 Análisis de esfuerzos (σ [MPa]) de la prótesis de cadera sometida a torsión bajo condiciones críticas; (a) Vista del conjunto, (b) Detalle de la concentración de esfuerzos	71
5.28 Análisis de desplazamientos (U [mm]) de la prótesis de cadera sometida a torsión bajo condiciones críticas	71
5.29 Cargas combinadas al bajar un escalón	72
5.30 Análisis de esfuerzos (σ [MPa]) de la prótesis de cadera sometida a cargas combinadas bajo condiciones críticas; (a) Vista del conjunto, (b) Detalle de la concentración de esfuerzos	73
5.31 Análisis de desplazamientos (U [mm]) de la prótesis de cadera sometida a cargas combinadas bajo condiciones críticas	74
5.32 Prótesis de cadera optimizada en: (a) Vista lateral, (b) Vista en explosión	76
5.33 Conjunto de Hueso (a), Cemento (b), Prótesis optimizada (c) a evaluar	77
5.34 Convergencia de resultados optimizados (Esfuerzo máximo vs. Número de elementos)	78

5.35	Análisis de esfuerzos (σ [MPa]) de la prótesis de cadera optimizada sometida a flexión bajo condiciones críticas; (a) Vista del conjunto, (b) Detalle de la concentración de esfuerzos	79
5.36	Análisis de desplazamientos (U [mm]) de la prótesis de cadera optimizada sometida a flexión bajo condiciones críticas	80
5.37	Análisis de esfuerzos (σ [MPa]) de la prótesis de cadera optimizada sometida a torsión bajo condiciones críticas; (a) Vista del conjunto, (b) Detalle de la concentración de esfuerzos	81
5.38	Análisis de desplazamientos (U [mm]) de la prótesis de cadera optimizada sometida a torsión bajo condiciones críticas	81
5.39	Análisis de esfuerzos (σ [MPa]) de la prótesis de cadera optimizada sometida a cargas combinadas bajo condiciones críticas; (a) Vista del conjunto, (b) Detalle de la concentración de esfuerzos	82
5.40	Análisis de desplazamientos (U [mm]) de la prótesis de cadera optimizada sometida a cargas combinadas bajo condiciones críticas	83
5.41	Análisis de esfuerzos (σ [MPa]) de la prótesis de cadera optimizada sometida a flexión bajo condiciones normales; (a) Vista del conjunto, (b) Detalle de la concentración de esfuerzos	84
5.42	Análisis de desplazamientos (U [mm]) de la prótesis de cadera optimizada sometida a flexión bajo condiciones normales	85
5.43	Análisis de esfuerzos (σ [MPa]) de la prótesis de cadera optimizada sometida a cargas combinadas bajo condiciones normales; (a) Vista del conjunto, (b) Detalle de la concentración de esfuerzos	86
5.44	Análisis de desplazamientos (U [mm]) de la prótesis de cadera optimizada sometida a cargas combinadas bajo condiciones normales	86
5.45	Análisis de esfuerzos (σ [MPa]) del hueso femoral sometido a cargas combinadas bajo condiciones normales	87
6.1	Simulación del fresado del vástago femoral	90
6.2	Simulación del fresado de la base	91
6.3	Simulación del fresado inferior e interno de la cabeza femoral	91
6.5	Simulación del torneado del pasador	92
6.5	Simulación del torneado de la cabeza femoral	92
6.6	Bordes curvados generados en el fresado	93

ÍNDICE DE TABLAS

5.1 Propiedades mecánicas del Acero AISI 316L	52
5.2 Propiedades mecánicas del PMMA	56
5.3 Propiedades mecánicas del hueso cortical	56
5.4 Variación de esfuerzos máximos, desplazamientos y error porcentual respecto al número de elementos	66
5.5 Resultados obtenidos en el análisis para el primer estudio del diseño planteando	74
5.6 Propiedades mecánicas del Acero AISI 316L trabajado en frío	75
5.7 Propiedades físicas de los dos diseños de prótesis propuestos	77
5.8 Variación de esfuerzos máximos, deformación y error porcentual respecto al número de elementos	78
5.9 Comparación de todos los resultados obtenidos en el análisis para: el primer diseño planteando y el diseño optimizado	88
6.1 Costos de tochos de acero 316L por empresa SUMINDU S.A.	94

CAPÍTULO 1

El Problema

En este capítulo se presenta la situación problemática y se describen las causas y consecuencias de la misma, a manera de justificar el desarrollo de la siguiente investigación, la cual está sustentada en el cumplimiento de una serie de objetivos necesarios para su validación. Adicionalmente se indican los alcances y las limitaciones del trabajo.

1.1 SITUACIÓN PROBLEMÁTICA

La fractura de cadera consiste en la ruptura de la porción más cercana al tronco del hueso fémur. Se puede romper tanto dentro, como fuera de la articulación con los huesos de la pelvis. Cabe señalar, que estas articulaciones soportan todo el peso del resto del organismo, por lo tanto son el apoyo imprescindible para poder caminar (<http://www.saludalia.com/>).

Existen muchos factores que influyen para que un hueso se fracture. Se podrían separar en dos grandes grupos, siendo el primero la resistencia del hueso y el segundo, la energía aplicada a éste para que se rompa, el cual es el factor más común en estos casos de fractura y por lo general en personas de avanzada edad, ya que las mismas se caen por muchas causas, desde las alteraciones para caminar, visión defectuosa, falta de equilibrio, etc.

La fractura de cadera es una patología de creciente importancia tanto por las consecuencias que ella implica, como por los costos elevados generados a

la sociedad en recursos sanitarios, hospitalarios, servicios sociales, etc. y la carga económica que incurre sobre la familia del paciente.

Según el tipo de patología, su localización, el estado del paciente y su situación funcional previa, se lleva a cabo una intervención quirúrgica, a fin de dar solidez y estabilidad a esa articulación y para lograr recuperar la marcha del paciente.

En los centros de salud de Venezuela, se observa con frecuencia la dificultad que se presenta al momento de tratar una fractura de cadera que amerite la colocación de una prótesis debido a los altos costo de las mismas, las cuales pueden variar entre Bs. 4.000 y 30.000, dependiendo del tipo de sustitución coxofemoral (parcial o completa). En mucho de los casos no hay disponibilidad de estos dispositivos de sustitución coxofemoral dado que los mismos son importados. Esta situación genera incomodidades en el paciente dado que el tiempo para la adquisición de la prótesis puede representar semanas o meses de espera, y durante este período el paciente debe mantenerse hospitalizado.

Por otra parte, las personas que se encuentran recluidas en los centros hospitalarios tienen diferentes condiciones físicas, dependiendo de su edad, estado de salud, procedimientos quirúrgicos a los que fueron sometidos, lo que una prótesis con un diseño distinto al requerido les puede causar molestias o hasta un gran dolor y deterioro de su condición, por distintos motivos.

Otros aspectos a considerar radica en las esperas prolongadas al momento de realizar diferentes exámenes médicos a los pacientes, terapias de recuperación, o diferentes tratamientos, muchos de estos se les hace incomodo o doloroso permanecer tanto tiempo sentados o acostados, por su condición de salud.

Esta cantidad de aspectos negativos que tiene la permanencia en un centro de salud venezolano, podrían ser resueltos con un dispositivo de sustitución ósea con diseño y fabricación nacional.

De acuerdo a lo anterior, en la siguiente investigación se propone el diseño de una prótesis de cadera, como una iniciativa del Centro de Biomecánica de la Facultad de Ingeniería en la Universidad de Carabobo a manera de ofrecer una alternativa a pacientes intervenidos en sistemas de salud pública con necesidad de estas prótesis.

1.2 OBJETIVOS

1.2.1 Objetivo General

- Diseñar de una prótesis de cadera.

1.2.2 Objetivos Específicos

- Revisar la bibliografía referida a la articulación de la cadera y a los sustitutos óseos.
- Seleccionar el material adecuado para la prótesis de cadera.
- Proponer alternativas de solución para la prótesis de cadera.
- Evaluar mediante un programa computacional, basado en el Método de Elementos Finitos (MEF) la distribución de esfuerzos y desplazamientos para el dispositivo.
- Optimizar el diseño de la prótesis de cadera.
- Determinar los parámetros para la fabricación de la prótesis de cadera.
- Llevar a cabo un estudio de factibilidad económica para la solución obtenida.

1.3 JUSTIFICACIÓN

La presente investigación intenta fomentar el diseño de prótesis a nivel de la cadera en el país como alternativas de dispositivos de sustitución ósea con el fin de generar mejores soluciones para diversos tipos de fracturas, sobre todo en el ámbito la de salud pública y disminuir directamente el problema del alto costo del dispositivo. Este diseño se empleará para la mejora y optimización en

la utilización de técnicas de aproximación numérica en el diseño de dispositivos protésicos así como el MEF para el análisis de la distribución de esfuerzos y la deformación del dispositivo, proporcionando de esta manera conocimiento y tecnología para el desarrollo social. A su vez, servirá para comparar el costo de una prótesis de posible fabricación nacional con respecto a una importada y determinar si es posible un menor tiempo de espera del paciente para obtener su respectivo dispositivo de sustitución ósea.

1.4 ALCANCE

La finalidad del estudio e investigación es el diseño de una prótesis de cadera, para tal fin se hace uso de un programa computacional basado en el MEF y posteriormente se realizan los cálculos adecuados que verifican el cumplimiento de las normas y requerimientos del dispositivo.

1.5 LIMITACIONES

Durante el desarrollo de la investigación pueden surgir limitaciones como la dificultad de acceso a la información sobre los estudios y avances recientes en el diseño de prótesis de cadera.

CAPÍTULO 2

Marco Teórico

A continuación se presentan una serie de aspectos teóricos que se deben considerar al momento del diseño de una prótesis de cadera, para lograr un máximo confort al usuario y lo más importante que realice movimientos que estén en armonía con la anatomía del cuerpo humano. Para ello se citan antecedentes relacionados con la búsqueda de la solución más pertinente al problema ya establecido. Luego se mencionan algunos conceptos fundamentales y necesarios para el desarrollo de la investigación como lo son; la anatomía y fisiología de la cadera, las prótesis y sus tipos, funcionamiento y materiales recomendados para su fabricación.

2.1 ANTECEDENTES

Claramunt et al., (2001), presentaron un método sistemático relativamente simple de análisis comparativo, que permitía establecer algunas diferencias de comportamiento entre distintos tipos de prótesis. El método, aplicable en principio a cualquier problema articular, se basó en analizar las perturbaciones que se producen en los estados naturales de tensión de un hueso tras la inserción de una prótesis y combina el análisis numérico mediante un modelo tridimensional de elementos finitos con estudios experimentales basados en recubrimiento fotoelástico y extensometría eléctrica. El método experimental se aplica a la comparación de dos vástagos femorales de prótesis de cadera de

distinta filosofía no cementados: uno de asiento oblicuo sobre hueso esponjoso y otro de asiento horizontal sobre hueso cortical.

Es por ello que en la actualidad existe gran interés en desarrollar simulaciones en modelos computarizados combinando las teorías de la remodelación ósea con el análisis por elementos finitos, lo cual permitirá en un futuro hacer valoraciones preclínicas de la acción de la prótesis, con variables como el diseño, material, características de la fijación, morfología y densidad mineral previa del fémur.

García et al, (2002) efectuaron una simulación en modelo computarizado combinando las teorías de la remodelación ósea con el análisis de elementos finitos, estudiando la influencia del diseño de forma comparativa en dos modelos cementados de artroplastia total de cadera, con vástago de Exeter (Howmedica International) y SHP (Biomet International). Observaron que a igualdad de materiales y en circunstancias biomecánicas ideales, el diseño protésico determina un patrón de remodelación distinto.

Simões y Marques, (2004) presentaron una retrospectiva de los artículos y autores sobre el diseño y fabricación del prototipo de prótesis cadera femoral con materiales compuestos. En su trabajo presentan una prótesis de cadera de múltiples materiales constituida por cobalto y un núcleo de cromo envuelto por una estructura compuesta rígida y flexible controlable de materiales compuestos que se evaluó por primera vez por medio de análisis de elementos finitos y de las previsiones en comparación con los sistemas convencionales en condiciones de prensado en las prótesis de (cromo-cobalto) y las tradicionales de titanio. Un prototipo conceptual se fabricó y el concepto fue validado mediante un procedimiento (numérico-experimental) idealizado que permitió la determinación de su grado de rigidez.

Con motivo a la alta demanda existente en diseños de prótesis para la cadera generada a mediados del siglo XX, se hicieron estudios de prótesis completamente de metal para evaluar su comportamiento y duración, Feng et

al., (2006) analizaron las principales características del diseño de prótesis de cadera con recubrimiento metal-metal (MOM) la generación de la lubricación elastohidrodinámica. Fueron desarrollados modelos simplificados conceptuales sobre la base de espesores de pared uniformemente equivalentes, tanto para la copa y la cabeza, así como los materiales de apoyo que representan el hueso y cemento, y posteriormente utilizados para el análisis de la lubricación elastohidrodinámica. Ambos típicos de la primera y segunda generación de prótesis de recubrimiento MOM de la cadera con diferentes distancias y espesores de pared fueron considerados con un gran diámetro de cojinete fijo de 50 mm, así como de 28 mm de diámetro MOM total de rodamiento para reemplazo de cadera con el propósito de comparación. Fue confirmada la importancia del diámetro y ancho de la cabeza generación de la lubricación elastohidrodinámica. Además, demostraron que una copa acetabular relativamente delgada en la más reciente introducción de la segunda generación de prótesis de cadera MOM sería capaz de mejorar la lubricación elastohidrodinámica aún más.

Ahora, la causa más común de falla en prótesis coxofemorales es el aflojamiento entre los componentes que conforman el sistema, de manera específica la copa acetabular y la cabeza femoral. Cañizo et al., (2010) presentan en su investigación un análisis tribológico del desgaste, ya que cuando las superficies en contacto se desgastan, la funcionalidad mecánica del sistema se compromete debido al cambio de geometría de los mismos, dando como resultado un juego mecánico entre la copa y la cabeza. Los materiales considerados en su estudio fueron el polietileno de ultra elevado peso molecular (UHMWPE, por sus siglas en inglés) para la copa acetabular, y acero inoxidable 316L para la cabeza femoral. Esta combinación de materiales representa hoy en día la recomendación más usual por parte de los cirujanos para pacientes de la tercera edad. La tasa anual de desgaste se determinó de manera experimental y se cuantificó la cantidad de material desprendido durante el contacto. Establecieron las condiciones de carga de forma analítica, considerando las que actúan sobre la cabeza femoral a lo largo del área de

desgaste durante la marcha humana. Posteriormente, realizaron el análisis experimental de desgaste utilizando una máquina tribológica de configuración perno-sobre-disco (pin-on-disk), diseñada de manera específica para este estudio. Las pruebas para determinar la pérdida volumétrica de los componentes se realizaron bajo tres condiciones de operación: en seco, lubricada con agua destilada y lubricada con suero bovino. El marco experimental considerado consistió en pernos de UHMWPE sobre discos de acero inoxidable 316L simulando el desgaste equivalente a diez años de uso de la prótesis. Finalmente, con los resultados obtenidos pudieron establecer que el desgaste y la cantidad de partículas desprendidas disminuyen considerablemente cuando se utiliza suero bovino como lubricante para replicar las condiciones reales de operación del sistema por tener propiedades muy semejantes a las del fluido sinovial presente en la articulación de la cadera. El caso seco representó el peor escenario en donde se produce mayor daño.

2.2 ANATOMÍA DE LA CADERA

Del organismo, La cadera es una de las principales articulaciones y en general está formada por dos huesos de gran magnitud llamados iliacos o coxales (ver figura 2.1), fuertemente soldados entre sí por delante y unidos hacia atrás por el sacro. Se dice que el hueso iliaco es plano, y éste se articula con el sacro, el cual hace función de cuña entre los dos iliacos simétricamente ubicados. La unión de estos constituye el cinturón pélvico, donde están alojados órganos muy importantes (Duran, 2008).

Como detalle se menciona la cavidad cotiloidea; que es una cavidad esférica destinada al alojamiento de la cabeza femoral, para formar la articulación de la cadera la cual permite el libre movimiento del fémur con respecto al hueso ilíaco y distribuye de manera uniforme las cargas inducidas alrededor de dicha cabeza o semiesfera (Duran, 2008).

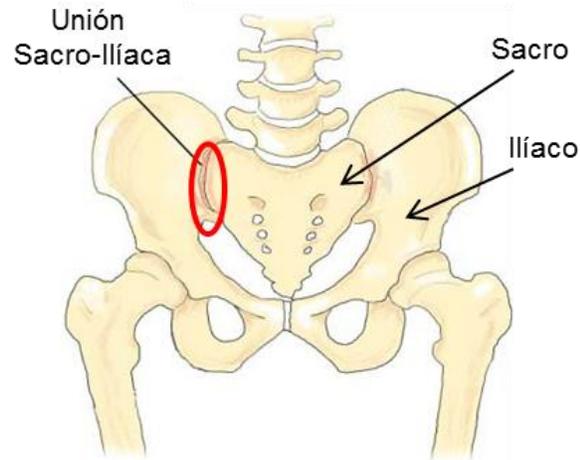


Figura 2.1 Zona de unión de los huesos sacros e iliacos (<http://www.sciaticcure.com>)

2.2.1 Articulación coxofemoral

Es la articulación de la cadera y relaciona al hueso coxal con el fémur (ver figura 2.2). Es de la familia de articulaciones diartrosis, de tipo enartrosis: la enartrosis más perfecta del cuerpo humano (junto con la articulación del hombro), uniendo el tronco con la extremidad inferior. La articulación está recubierta por una cápsula y tiene membrana y líquido sinovial. Junto con la enorme musculatura que la rodea, soporta el cuerpo en posturas tanto estáticas como dinámicas.

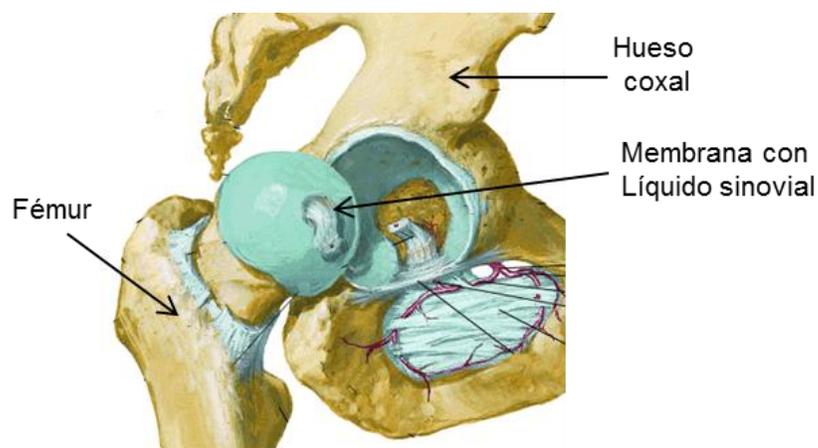


Figura 2.2 Articulación coxofemoral (Reloso, 2009)

2.2.1.1 La cabeza femoral y el cotilo

La cabeza femoral está constituida por $2/3$ de una esfera de 40 a 50 mm de diámetro. Por su centro geométrico pasan los tres ejes de movimientos de la articulación (vertical, horizontal y anteroposterior). El cuello del fémur sirve de apoyo a la cabeza femoral y asegura su unión con la diáfisis. El eje del cuello del fémur forma con el eje diafisario un ángulo, llamado de inclinación, de 125° , también se le denomina ángulo de FICK. Si el ángulo es superior a 135° , se le denomina "coxa valga". Si es inferior a 120° , se le denomina "coxa vara".

Según la forma del cuello y de la cabeza Bellugue distingue dos tipos (ver figura 2.3):

- **Tipo longuilíneo**

Cuando posee un ángulo de inclinación 125° y un ángulo de declinación 25° . Una morfología de este tipo favorece amplitudes articulares grandes y corresponde a una adaptación a la velocidad de la marcha.

- **Tipo brevilineo**

El ángulo de inclinación 115° y el ángulo de declinación 10° . La amplitud articular es menor, pero lo que se pierde en velocidad se gana en solidez, es una morfología de fuerza.

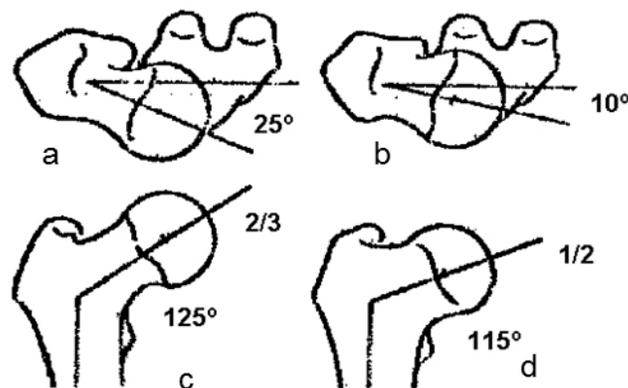


Figura 2.3 Ángulos según Bellugue; declinación (a) 25° y (b) 10° , inclinación (c) 125° , (d) 115° (Mahiques, 2007)

La cavidad cotiloidea está situada en la cara externa del iliaco, en la unión de las partes que lo componen. Tiene forma de semiesfera limitada en su contorno por la ceja cotiloidea (ver figura 2.4). Tan solo la periferia del cotilo está recubierta por cartílago hialino; tiene forma de media luna interrumpida en su parte anterior por la profunda escotadura isquiopúbica. La parte central del cotilo está detrás de la media luna articular, por lo que no contacta con la cabeza femoral. Esta zona no articular es denominada trasfondo cotiloideo (Mahiques, 2007).

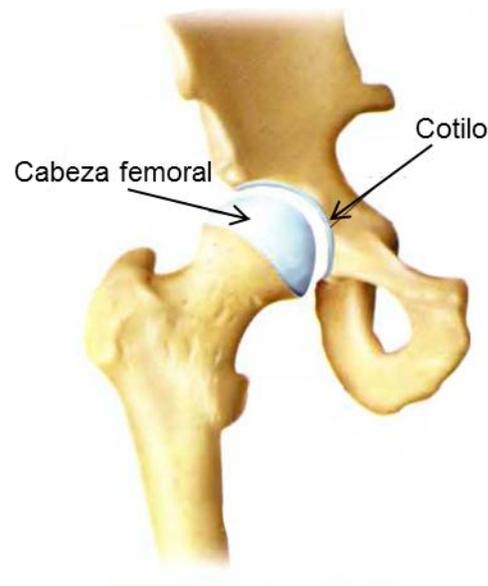


Figura 2.4 Vista de la cabeza femoral y cotilo (Gilo, 2008)

Cuando la cadera está alineada, la cabeza femoral no está totalmente recubierta por el cotilo, quedando la parte anterosuperior al descubierto.

Para hacer coincidir las superficies articulares son necesarios tres movimientos elementales; una flexión cercana a 90° , una ligera abducción y una ligera rotación externa. Solo cuando se realizan estos movimientos existe una perfecta alineación del eje de la cabeza femoral con el eje del cotilo. Esta posición es la posición de cuadrupedia, que es la posición fisiológica de la cadera (Mahiques, 2007).

2.2.2 Arquitectura de la pelvis

La cabeza, el cuello y la diáfisis femoral forman en conjunto lo que desde el punto de vista de mecánica de los sólidos se denomina un voladizo. En efecto, el peso del cuerpo que recae sobre la cabeza femoral se transmite a la diáfisis a través del mecanismo del brazo de palanca; el cuello femoral (ver figura 2.5).

Un voladizo se puede representar en una horca. El cuello del fémur constituye la parte superior de esta horca. Observando el miembro inferior como conjunto, se puede notar que el eje mecánico en el que se alinean las articulaciones coxofemoral, de la rodilla y del tobillo, deja por fuera la horca femoral.

Para evitar el cizallamiento de la base del cuello del fémur, el extremo superior del fémur tiene una estructura interna de hueso esponjoso dispuesto en dos sistemas de trabéculas, que corresponden a las líneas de fuerza mecánica; un sistema principal y otro accesorio (Duran, 2008).

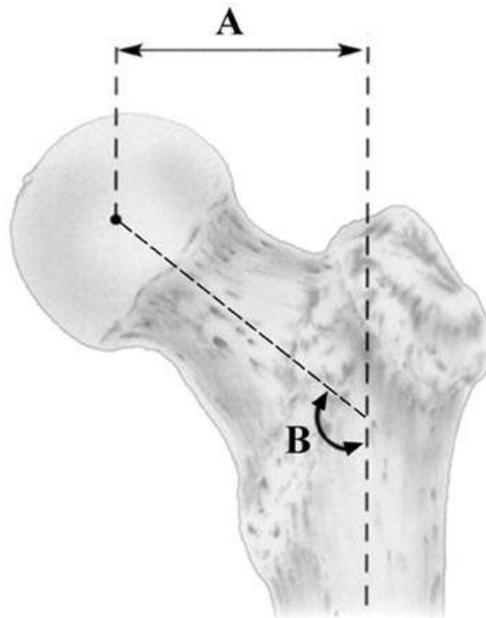


Figura 2.5 Voladizo femoral; (a) Distancia perpendicular del centro de la cabeza al eje vertical del fémur, (b) Ángulo cervico-diafisario (Charles et al, 2004)

2.2.3 Cápsula articular de la cadera

La cápsula de esta articulación tiene forma de manguito cilíndrico, y va desde el iliaco al extremo superior del fémur (ver figura 2.6). Está compuesto por cuatro tipos de fibras; las longitudinales, que son de unión y son paralelas al eje del cilindro; las oblicuas, que son de unión formando un espiral alrededor del cilindro; las arciformes, que tienen forma de “guirnaldas” desde su inserción en el iliaco se alzan en su inserción a la ceja cotiloidea, formando un arco de longitud variable (estos arcos fibrosos envuelven la cabeza femoral, ayudándola a que se mantenga en el cotilo); y las fibras circulares, que están situadas en el centro de la cápsula (no tienen origen óseo), sobresaliendo en la cara posterior formando la zona orbicular, que rodea y ciñe al cuello. Dicha zona forma una retracción que divide la cavidad articular en dos compartimientos, uno externo y otro interno. Ambos constituyen en su parte superior los pliegues superiores y en la parte inferior, los pliegues inferiores (Duran, 2008).



Figura 2.6 Cápsula articular de la cadera (Charles et al, 2004)

2.2.4 Ligamentos de la articulación coxofemoral

2.2.4.1 Ligamento iliofemoral

Conocido como ligamento de Bertín, es una abanico fibroso cuyo vértice se inserta en el iliaco, bajo la espina iliaca anteroinferior, llegando hasta la línea intertrocantérea anterior del fémur (ver figura 2.7 y 2.8). En su porción media es más delgado, mientras que en los bordes está engrosado por un haz superior o

haz iliopectinéico; el más fuerte de los ligamentos de la cadera, llegando al tubérculo preacetabular y en la parte superior de la línea intertrocanterea que, por superior, esta reforzado por el ligamento iliopsoasopreacetabular, que está formado (Rouvière) por la unión del tendón recurrente del recto anterior y de una lámina fibrosa que surge de la cresta cotiloidea; y también por un haz inferior o iliopectiniano, cuyo origen se funde con el ligamento iliopsoasopreacetabular, llegando a la parte inferior de la línea intertrocanterea anterior (Mahiques, 2007).

2.2.4.2 Ligamento pubofemoral

Va de la parte anterior de la eminencia iliopectínea y el labio anterior de la corredera infrapúbica, donde sus fibras se entrecruzan con la inserción del músculo pectíneo, hasta la parte anterior de la fosa (ver figura 2.7).

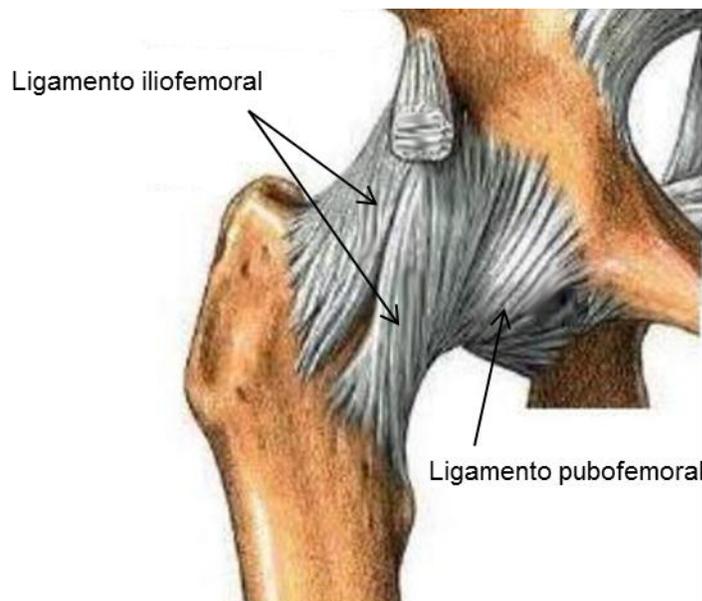


Figura 2.7 Vista delantera de los ligamentos de la articulación (Mahiques, 2007)

2.2.4.3 Ligamento isquiofemoral

Va desde la parte interna de la parte posterior de la cresta y del rodete cotiloideo, hasta la cara interna del trocánter mayor, por delante de la fosa digital (ver figura 2.8).

2.2.4.4 Ligamento redondo

Es una cintilla aplanada que va desde la escotadura isquiopúbica a la cabeza femoral y se aloja en el trasfondo cotiloideo (ver figura 2.8). La cintilla se divide en tres haces; un haz posterior isquiático (de mayor longitud, que se inserta en el cuerno posterior de la media luna articular), una haz anterior púbica (que se inserta por detrás del cuerno anterior de la media luna articular), y un haz medio (más delgado, que va a la parte media del ligamento transverso. El ligamento transverso está cubierto por la membrana sinovial (llamada tienda del ligamento redondo). No parece mostrar una función mecánica importante, a pesar de ser bastante resistente; ayuda si en la vascularización de la cabeza femoral (Mahiques, 2007).



Figura 2.8 Vista trasera de los ligamentos de la articulación (Mahiques, 2007)

2.3 FISIOLÓGÍA DE LA CADERA

La cadera se mueve fisiológicamente en varias direcciones específicas con respecto a los planos de las articulaciones que se mueven desde las coordenadas del centro de gravedad (ver figura 2.9). La cadera se mueve con tres grados de libertad, por lo que permite movimientos de flexoextensión,

abducción-aducción, y rotaciones interna y externa. Estos movimientos pueden ser activos o pasivos, siendo los pasivos los de mayor amplitud. Cada segmento funcional tiene entonces movimientos fisiológicos posibles y restricciones dadas principalmente por la estructura tridimensional de cada vértebra cervical, aunque también influyen la dirección del movimiento, las fibras anulares, los ligamentos, los músculos, y cápsulas articulares (Duran, 2008).

2.3.1 Fisiología de los ligamentos coxofemorales

En la extensión, todos los ligamentos se tensan, ya que se enrollan en el cuello femoral, pero el que más se enrolla es al haz iliopretrocantéreo del ligamento de Bertin, debido a su posición casi vertical.

En la flexión, todos los ligamentos se distienden, tanto los isquiofemorales como el pubofemoral y el iliofemoral.

En la rotación externa todos los ligamentos anteriores se tensan, siendo máximos en los haces horizontales (haz iliopretrocantéreo y ligamento pubofemoral), y el ligamento posterior, el ligamento isquiofemoral, se distiende.

En la rotación interna, todos los ligamentos anteriores se distienden, mientras que el ligamento isquiofemoral se tensa.

En la aducción el haz pretrocantéreo se tensa y el ligamento pubofemoral se distiende, al igual que el ligamento isquiofemoral, mientras que el haz ilipretrocantiano se tensa ligeramente.

En la abducción se tensa el ligamento pubofemoral al igual que el ligamento isquiofemoral, mientras que el ligamento iliopretrocantéreo se distiende, al igual que el pretrocantiano en menor grado.

En cuanto al ligamento redondo, se puede decir que no tiene tanta incidencia en la limitación de los movimientos de la cadera.

2.3.2 Ejes de movimiento

En la figura 2.9 se pueden apreciar los planos principales y los siguientes ejes de movimiento de la cadera:

- Eje sagital: situado en un plano frontal, se realizan los movimientos de flexión- extensión.
- Eje frontal: situado en un plano sagital, se efectúan los movimientos de abducción- aducción.
- Eje vertical: permite los movimientos de rotación externa-rotación interna.

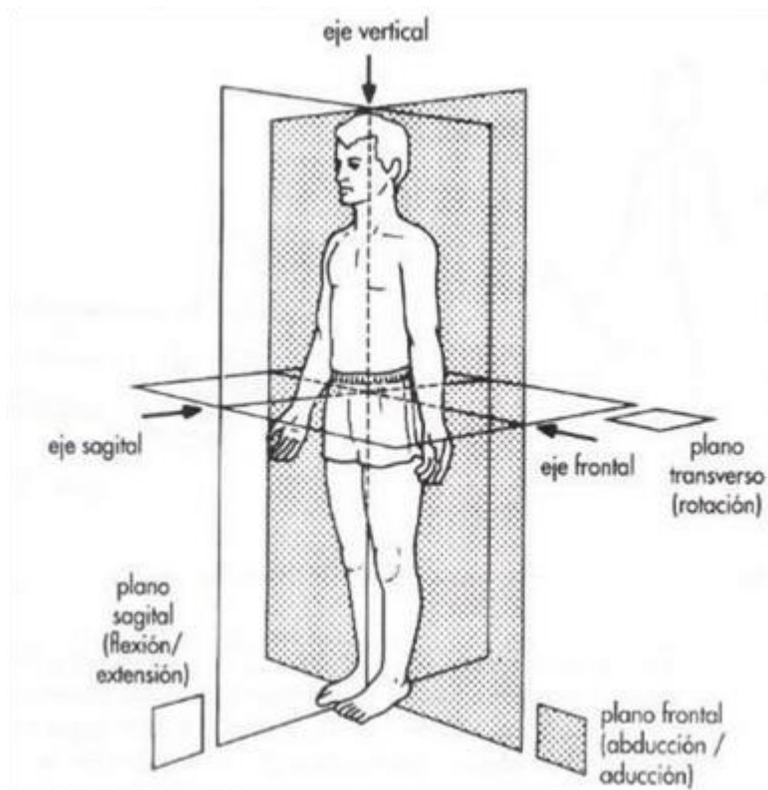


Figura 2.9 Planos y ejes de movimiento de la cadera (<http://anatomica10.galeon.com>)

2.3.3 Movimientos de la cadera

La articulación coxofemoral es una enartrosis de coaptación muy firme. Posee una menor amplitud de movimientos en relación con la articulación

escapulohumeral, pero posee una estabilidad mayor. Existen cinco movimientos fundamentales que debe realizar la cadera en buen estado (Mahiques, 2007).

2.3.3.1 Flexión

La flexión de la cadera es el movimiento que lleva la cara anterior del muslo al encuentro del tronco. La flexión de la cadera está íntimamente relacionada con la actitud de la rodilla y la máxima amplitud de la misma se logra con el muslo levantado y la rodilla flexionada, en donde se obtiene un ángulo de 145° como se observa en la figura 2.10 (Mahiques, 2007).



Figura 2.10 Movimiento de flexión de cadera (Mahiques, 2007)

2.3.3.2 Extensión

La extensión conduce al miembro inferior por detrás del plano frontal. La amplitud máxima de la extensión de la cadera es de 30° al estar posicionado de la manera mostrada en la figura 2.11, lo cual es mucho más reducida que la de la flexión ya que se halla limitada por la tensión que desarrolla el ligamento iliofemoral (Mahiques, 2007).

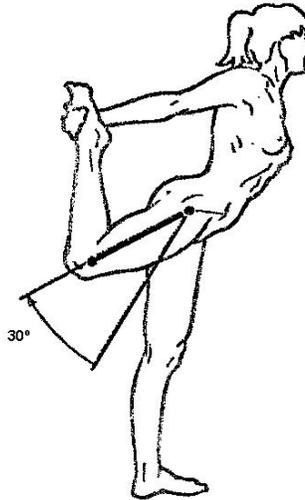


Figura 2.11 Movimiento de extensión de cadera (Mahiques, 2007)

2.3.3.3 Aducción

La aducción pura no existe. Existen, movimientos de aducción relativa, cuando a partir de una posición de abducción llevarnos al miembro inferior hacia dentro. Existen movimientos de aducción combinadas con extensión de la cadera y movimientos de aducción combinados con flexión de la cadera.

En todos los movimientos de aducción combinada, la amplitud máxima de la aducción es de 30° (Mahiques, 2007).



Figura 2.12 Movimiento de aducción de cadera (Mahiques, 2007)

2.3.3.4 Abducción

La abducción lleva al miembro inferior en dirección hacia fuera y lo aleja del plano de simetría del cuerpo.

La abducción de una cadera va acompañada de una abducción igual y automática de la otra. Cuando llevamos el movimiento de abducción al máximo, el ángulo que forman los dos miembros inferiores es de 90° , de lo cual se deduce que la amplitud máxima de la abducción de una cadera es de 45°

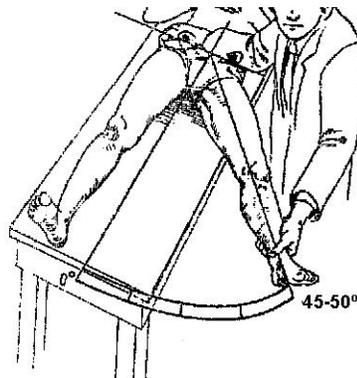


Figura 2.13 Movimiento de abducción de cadera (Mahiques, 2007)

En los sujetos adiestrados se puede conseguir una abducción de 180° , pero en este caso está en abducción-flexión (Mahiques, 2007).

2.3.3.5 Rotación

La rotación externa es el movimiento que conduce la punta del pie hacia fuera.

La rotación interna lleva la punta del pie hacia dentro. La posición de referencia, mediante la cual se estudia la rotación, se obtiene estando el sujeto en decúbito prono y la pierna en flexión de 90° sobre el muslo (ver figura 2.14 (b)), en esta posición se puede encontrar: Rotación interna 30° (ver figura 2.14 (a)) y rotación externa 60° (ver figura 2.14 (c)).

Con el sujeto sentado al borde de una mesa, con la cadera y rodilla flexionadas en ángulo recto, se puede rotar tanto externamente como internamente, a estos movimientos se denominan rodadura (figura 2.14 (d) y (f)). Los practicantes de yoga llegan a forzar la rotación externa hasta tal punto que los ejes de ambas piernas queda paralelos, superpuestos y horizontales, y se conoce como la posición de Loto (ver figura 2.14 (e)) (Mahiques, 2007).

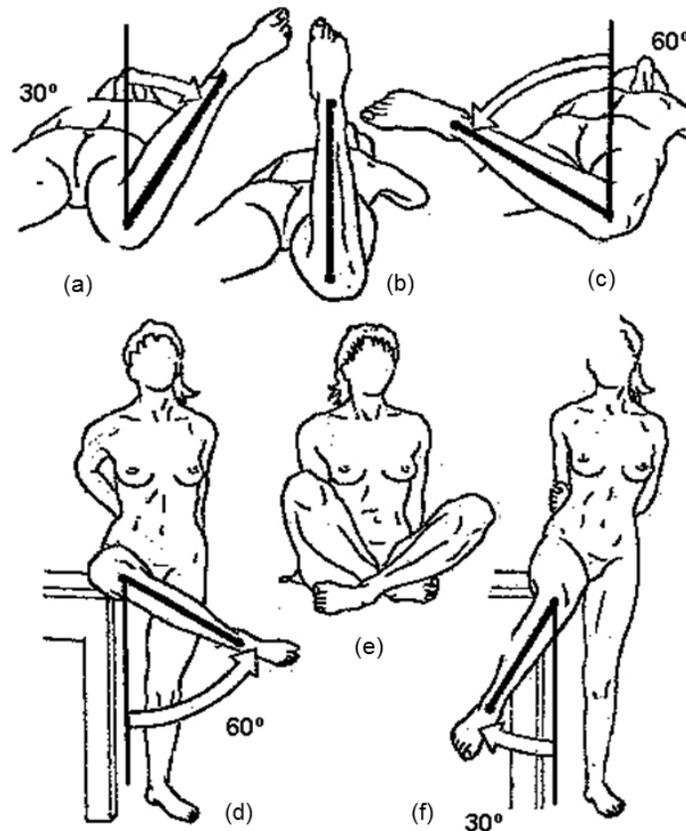


Figura 2.14 Movimientos internos y externos de rotación de cadera; Rotación interna 30° (a) Rotación 90° (b), Rotación externa 60° (c), Rodadura (d) y (f), Posición de Loto (e) (Mahiques, 2007)

2.4 PRÓTESIS DE CADERA

Una prótesis es una pieza artificial, diseñada con el objetivo de sustituir una articulación natural que está tan dañada, que no puede ser reparada. En Inglaterra, en los años 60, Charnley diseñó una prótesis para sustituir la articulación de la cadera que era revolucionaria porque combinaba una pieza

de metal con otra de un plástico, todo esto unido al hueso mediante un cemento como el que usan los odontólogos para fijar los implantes. A pesar de que ya existían prótesis de cadera en esa época, duraban muy poco. La prótesis de Charnley fue la primera cuyo diseño revolucionario permitió mejorar la calidad de vida del paciente por mucho tiempo.

El paciente que necesita una prótesis articular de cadera puede ser debido a una enorme cantidad de causas (etiologías) dentro de las cuales las más frecuentes son la fractura de cuello de fémur (algunas de ellas), artrosis (degeneración fundamentalmente de cartílagos articulares y luego del hueso), enfermedades reumatológicas (Poliartritis Reumatoidea (PAR), enfermedades autoinmunes, etc.) y otras. Todas tienen diferente tipo de evolución y posibilidades de complicaciones (Gugliemone, 2004).

2.4.1 Tipos

- **Prótesis total de cadera:** Con estas se realiza una sustitución de toda la cadera. Tanto la parte femoral (cabeza del fémur), como la parte acetabular unida a la pelvis tal como se observa en la figura 2.15. Esta prótesis está especialmente indicada en paciente con artrosis de cadera. En la cirugía se requiere trabajar en la cavidad acetabular y sobre el fémur (Mazzucchelli, 1998).



Figura 2.15 Prótesis total de cadera (<http://evertsmith.com>)

- Prótesis parcial de cadera: Estas prótesis sustituyen solo la cabeza del fémur, dejándose la cavidad acetabular íntegra. Esta prótesis (representada en la figura 2.16) se suele utilizar solo en casos de fracturas que afectan el cuello del fémur y que no son posibles o recomendables reconstruir. Generalmente se reserva para pacientes muy mayores y/o deteriorados que realizan vida cama-sillón. La cirugía que se requiere para la implantación de este tipo de prótesis es menos agresiva, más corta y con menos sangrado que la de las totales, ya que no se necesita realizar ningún gesto en la cavidad acetabular; de este modo se ahorra realizar un paso y todo lo que ello conlleva. Por otra parte los resultados en cuanto a función son peores que las prótesis totales, por lo tanto no es aconsejable implantarlas en pacientes que tienen una vida activa y son capaces de caminar largos recorridos, ya que producirán dolor por irritar la cavidad acetabular al roce con el metal de la prótesis (Mazzucchelli, 1998).



Figura 2.16 Prótesis parcial de cadera “de Thompson” (Oldani, 2010)

- Prótesis parcelares de recubrimiento o “resurfacing”: Aunque su uso no está muy extendido aún, parece que existen especialistas que obtienen buenos resultados. Un ejemplo de éste tipo de prótesis se observa en la figura 2.17, la cual se suele reservar para pacientes que presentan una degeneración o artrosis que solo afecta la cabeza del fémur con una

cavidad acetabular en buen estado. Esto ocurre en raras ocasiones ya que generalmente la artrosis evoluciona en ambas superficies (cabeza de fémur y acetábulo) de manera paralela. Las ventajas que presenta son que ahorran hueso y la cirugía suele ser menos agresiva y con una exposición menor que para los demás tipos de prótesis. Los detractores de este tipo de prótesis defienden que por el mismo motivo que las prótesis parciales producen dolor al roce del metal con la cavidad acetabular íntegra, estas también lo hace. Además en la práctica totalidad de los casos requerirá de una segunda cirugía para la implantación de una prótesis total ya que estas prótesis producirán un deterioro acelerado de la cavidad acetabular original (Mazzucchelli, 1998).



Figura 2.17 Prótesis parcial de recubrimiento (<http://www.zimmerindia.com>)

2.4.2 Anclajes

A pesar de las apreciaciones que realizan a continuación, lo más importante a la hora de implantar una prótesis es la valoración personalizada por parte del especialista y su práctica con los diferentes tipos de prótesis. El anclaje de los componentes de la prótesis al hueso se puede realizar de tres maneras fundamentales (ver figura 2.18).

- **Prótesis cementadas:** En estas se utiliza un cemento especial para anclar los componentes al hueso. Se suelen usar en pacientes con un hueso

osteoporótico, aunque existen especialistas que las usan en todos los casos (Mazzucchelli, 1998).

- **Prótesis no cementada:** El metal entra en contacto directo con el fémur. En estos casos será necesario que la superficie del metal sea porosa y se adhiera con firmeza al hueso, permitiendo que este crezca en el interior de los poros, mejorando la integración del metal al hueso. Donde preferiblemente suelen ser usadas en pacientes con buen hueso o de menor edad (Mazzucchelli, 1998).
- **Prótesis híbridas:** Uno de los componentes se ancla usando cemento y el otro directamente al hueso. Por regla general en el componente femoral se utiliza cemento, y el componente acetabular se ancla directamente al hueso (Mazzucchelli, 1998).



Figura 2.18 Prótesis de cadera según su anclaje; (a) Prótesis cementada, (b) Prótesis no cementada, (c) Prótesis híbrida (<http://www.zimmerindia.com>)

La composición de los cementos usados para la implantación de las prótesis puede variar aunque en gran medida están compuestos de metilmetacrilato, además de otros componentes como pueden ser óxidos de metales y antibióticos en ciertas ocasiones. El cemento se prepara mezclando un líquido contenido en una ampolla con un polvo, esto producirá una pasta que

al cabo de pocos minutos se endurece adhiriéndose fuertemente a la prótesis y al hueso que la rodea.

Las prótesis que se implantan directamente sobre el hueso se anclan a él usando diferentes mecanismos: en muchos casos se implantan a presión, es decir impactando el componente ligeramente más grande que la cavidad que hemos labrado previamente en el hueso; otras además pueden usar dientes o púas que se clavan en el hueso; en ciertas ocasiones se usan tornillos para afianzar el componente al hueso (Mazzucchelli, 1998).

2.4.3 Materiales comunes

Las composiciones que más se utilizan para fabricar las prótesis de cadera son 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.

Los implantes metálicos trabajan bajo cargas mecánicas complejas en un entorno salino. Así, el material no sólo debe presentar una excelente biocompatibilidad química, debido a su contacto con los fluidos corporales, sino también una buena biocompatibilidad con el hueso ya que la fractura de estas aleaciones es uno de los mayores problemas para su uso en el cuerpo humano, por lo que, su comportamiento a tracción y a fatiga debe ser claramente entendido en relación a la microestructura (Oldani, 2010).

A continuación se indican los requerimientos específicos de los diversos elementos de una prótesis parcial de cadera:

- **Material del vástago:**
 - a. Alta resistencia mecánica.
 - b. Alta resistencia a la corrosión.
 - c. Alta tenacidad a la fractura.

- d. Rugosidad para facilitar la adherencia a un revestimiento que asegure a su vez, su adherencia con al hueso cortical, mejorando el esfuerzo de corte en dicha interface.
- e. Adicionalmente la fijación debe asegurar:
 - La transferencia del esfuerzo proximal al hueso.
 - La menor liberación de esfuerzos al hueso para prevenir su adelgazamiento.
 - Alto grado de estabilidad rotacional y axial.
- **Material de la cabeza esférica:**
 - a. Alta resistencia mecánica.
 - b. Muy alta dureza.
 - c. Alta esfericidad.
 - d. Gran inercia química a los líquidos sinoviales.
 - e. No debe permitir la corrosión (generada por celdas de concentración, por hendiduras o por par galvánico) en la parte de contacto entre este elemento y el material del vástago.
 - f. El acabado superficial debe ser del tipo espejo para minimizar la fricción entre éste elemento y el acetábulo.

La prótesis de cadera, diseño característico de un remplazo de una articulación funcional, ha sufrido una serie de modificaciones desde el primer implante, hecho por Jhon Charnley, a mediados del siglo pasado, utilizando cemento de polimetilmetacrilato (PMMA). El estado del arte actual de dicho diseño incluye una serie de biomateriales en diversas presentaciones, que utilizan aleaciones metálicas como el titanio (TiAlV), el acero inoxidable 316L o las aleaciones de cobalto-cromo forjadas (en las áreas donde se requiera máxima resistencia mecánica a la flexión), materiales cerámicos en el punto donde se requiera la máxima resistencia a la abrasión e inercia química (en el caso de la cabeza esférica se utiliza zirconia estabilizada con itrío), en conjunto con materiales de alta capacidad de carga pero muy bajo coeficiente de fricción (como el UHMWPE). Para asegurar la adherencia del implante al hueso cortical

se utilizan agregados de hidroxapatita (HA) o cemento acrílico de PMMA (Echavarría, 2003).

2.4.4 Duración estimada

Las prótesis de cadera están fabricadas con componentes inertes. El uso constante las somete a un desgaste como puede ocurrir con cualquier otro objeto. Por lo tanto y dependiendo de diferentes factores como por ejemplo el uso que se les dé o la presión a la que están sometidas estas podrán durar de 10 a 20 años. Tras este periodo de tiempo los componentes, en especial la cabeza y el componente acetabular (que son las dos superficies que están en constante movimiento) se gastan, volviéndose cada vez menos eficientes y transmitiendo cada vez una mayor tensión al hueso que las rodea. Además del resultado de la fricción se liberan partículas que el hueso cercano absorbe favoreciendo la destrucción de este hueso. Sumando estos dos hechos se tiene un hueso cada vez de peor calidad que soporta tensiones cada vez mayores, esto a la larga producirá un aflojamiento de los componentes que pierden su anclaje firme al hueso. El movimiento excesivo de los componentes en el interior del hueso produce dolor, cuando este es incapacitante y no se controla con analgésicos habituales será preciso, siempre y cuando la salud del paciente los permita, recambiar la prótesis de cadera, como se observa en la figura 2.19 (Mazzucchelli, 1998).



Figura 2.19 Prótesis extraída con material óseo adherido a la superficie
(<http://www.cirugiaarticular.com>)

CAPÍTULO 3

Método de los Elementos Finitos

El Método de los Elementos Finitos (MEF) ha adquirido una gran importancia en la solución de problemas ingenieriles, físicos, etc., ya que permite resolver casos que hasta hace poco tiempo eran prácticamente imposibles de resolver por métodos matemáticos tradicionales. Ya que permite realizar un modelo matemático de cálculo del sistema real, más fácil y económico de modificar que un prototipo. Sin embargo no deja de ser un método aproximado de cálculo debido a las hipótesis básicas del método. Los prototipos, por lo tanto, siguen siendo necesarios, pero en menor número, ya que el método puede acercarse bastante más al diseño óptimo.

3.1 BASES DEL MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS

Las aplicaciones prácticas de la mecánica del sólido deformante pueden agruparse en dos grandes familias: La de los problemas asociados con sistemas discretos en los cuales los sistemas a analizar están divididos de forma natural en elementos claramente definidos, por ejemplo, en el análisis de la estructura de un edificio en la que cada viga constituye una entidad aislada bien definida; mientras que en los problemas asociados a sistemas continuos, el sistema no puede ser dividido en forma natural en unidades simples, por lo que su análisis resulta mucho más complejo. Debido a que se hace referencia al cálculo estructural, el MEF puede ser entendido como una generalización de estructura al análisis de sistemas continuos. El principio del método consiste la

reducción del problema con infinitos grados de libertad, en un problema finito en el que intervenga un número finito de variables asociadas a ciertos puntos característicos (nodos).

Las incógnitas del problema dejan de ser funciones matemáticas del problema cuando, para pasar a ser los valores de dichas funciones en un número infinito de puntos. En realidad no se trata de nada nuevo. El cálculo de estructuras se efectúa también restringiendo el análisis de los nudos de unión. La diferencia radica en que el análisis, la segmentación en elementos y la correcta posición de los nodos son hasta cierto punto arbitrario.

Así pues en el MEF se supone que el comportamiento mecánico de cada parte o elemento, en los que se subdivide queda definido por un número finito de parámetros (grados de libertad) asociados a los puntos que en dicho momento se une al resto de los elementos de su entorno (nodos). Para definir el comportamiento en el interior de cada elemento se supone que dentro mismo, todo queda perfectamente definido a partir de lo que sucede en los nodos a través de una adecuada función de interpolación (Valero, 2004).

Como puede apreciarse lo dicho, en el método de los elementos finitos son casi esenciales los conceptos de "discretización" o acción de transformar la realidad de la naturaleza continua en un modelo discreto aproximado y de "interpolación", o acción de aproximar los valores de una función a partir de su conocimiento en un número discreto de puntos. Por lo tanto el MEF es un método aproximado desde múltiples perspectivas, constituidas por:

- a) La discretización.
- b) La interpolación.
- c) Utilización de métodos numéricos.

Las ecuaciones que rigen el comportamiento del continuo regirán también el del elemento. De esta forma se consigue pasar de un sistema continuo (infinitos grados de libertad), que es regido por una ecuación diferencial o un sistema de

ecuaciones diferenciales, a un sistema con un número de grados de libertad finito cuyo comportamiento se modela por un sistema de ecuaciones, lineales o no. En un sistema adecuadamente planteado, como se muestra en la figura 3.1, se pueden distinguir:

- Dominio: espacio geométrico donde se va a analizar el sistema.
- Condiciones de contorno: variables conocidas y que condicionan el cambio del sistema: cargas, desplazamientos.
- Incógnitas: variables del sistema que se requieren conocer después de que las condiciones de contorno han actuado sobre el sistema: desplazamientos, esfuerzos.

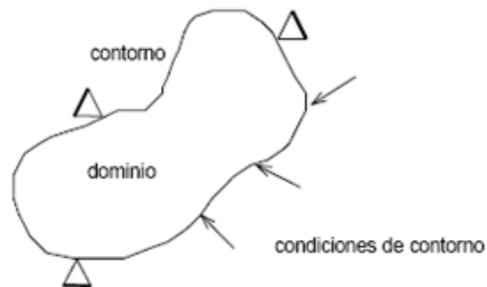


Figura 3.1 Representación de un sistema para elementos finitos (Carnicero, 2008)

El MEF supone, para solucionar el problema, el dominio discretizado en subdominios denominados elementos. El dominio se divide mediante puntos (en el caso lineal), mediante líneas (en el caso bidimensional) o superficies (en el tridimensional) imaginarias, de forma que el dominio total en estudio se aproxime mediante el conjunto de porciones (elementos) en que se subdivide. Los elementos se definen por un número discreto de puntos, llamados nodos, que conectan entre sí los elementos, como se muestra en la figura 3.2. Sobre estos nodos se materializan las incógnitas fundamentales del problema. En el caso de elementos estructurales estas incógnitas son los desplazamientos nodales, ya que a partir de éstos se pueden calcular el resto de incógnitas que interesan: tensiones, deformaciones. A estas incógnitas se les denomina grados de libertad de cada nodo del modelo. Los grados de libertad de un nodo

son las variables que determinan el estado y/o posición del nodo. El comportamiento en el interior de cada elemento queda definido a partir del comportamiento de los nodos mediante las adecuadas funciones de interpolación o funciones de forma (Carnicero, 2008).

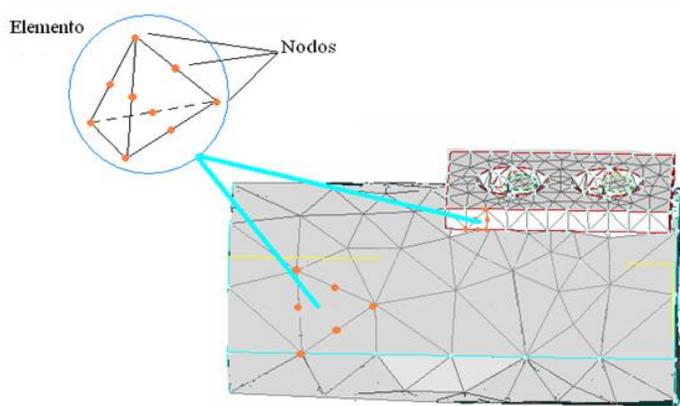


Figura 3.2 Conjunto de nodos conformando un elemento (Carnicero, 2008)

En un sistema estructural, el conjunto de grados de libertad incluye tres traslaciones y tres rotaciones.

Las condiciones de contorno estructurales incluyen:

- Restricciones de desplazamientos.
- Fuerzas aplicadas en nodos.
- Presiones sobre los elementos.
- Temperaturas en nodos.
- Cargas volumétricas o de inercia (gravedad).

Los modelos físicos que utilizan los ingenieros para representar los sistemas reales no pueden basarse en modelos de infinitos grados de libertad. Se debe entonces adoptar un criterio válido y práctico que permita aplicar un modelo matemático al modelo físico propuesto. Este criterio es denominado discretización, es decir, el modelo físico debe contener un número finito de grados de libertad.

En el MEF se asume que el medio continuo está subdividido en un número finito de pequeñas regiones llamadas elementos, interconectadas entre sí por entidades puntuales denominadas nodos. Esta discretización es importante ya que el número de interconexiones entre zonas del medio continuo y sus vecinas es, en teoría, infinito; entonces, para que una solución numérica sea viable solo deben considerarse los grados de libertad definidos en los nodos de la discretización o malla de elementos finitos (Carnicero, 2008).

El primer paso para realizar la discretización del sistema es determinar el dominio de los elementos. El tipo y número de elementos utilizados deben ser escogidos de manera que representen adecuadamente la geometría del problema y describan correctamente las diferentes soluciones a lo largo del dominio. Luego, un modelo discreto con un número suficientes de elementos y una adecuada disposición de los mismos producirá mejores resultados que otro modelo con el mismo número de elementos, pero distribuidos de una forma inapropiada (Valero, 2004).

3.2. APLICACIÓN DEL MÉTODO

La forma más intuitiva de comprender el método, al tiempo que la más extendida, es a partir de la aplicación a una placa sometida a tensión plana. El MEF se puede entender, desde un punto de vista estructural, como una generalización del cálculo matricial de estructuras al análisis de sistemas continuos. De hecho el método nació por evolución de aplicaciones a sistemas estructurales.

Un elemento finito viene definido por sus nodos (i, j, m) , como se observa en la figura 3.3 y por su contorno formado por líneas que los unen. Los desplazamientos u de cualquier punto del elemento se aproximan por un vector columna (Zienkiewicz y Taylor, 1994).

$$\vec{u} = \sum N_t a_t^e = [N_i \ N_j \ \dots] \begin{pmatrix} \vec{a}_i \\ \vec{a}_j \\ \dots \end{pmatrix}^e = N_a^e \quad (3.1)$$

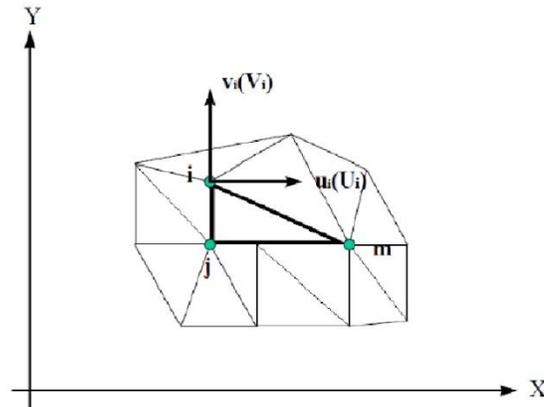


Figura 3.3 Coordenadas nodales (i, j, k) y desplazamientos de los nodos (Valero, 2004)

Donde N son funciones de funciones de forma y a^e es un vector formado por los desplazamientos nodales de los elementos considerados. Para el caso de esfuerzo plano se tiene que:

$$u = \begin{Bmatrix} u(x, y) \\ v(x, y) \end{Bmatrix}, \quad a_i = \begin{Bmatrix} u_i \\ v_i \end{Bmatrix}$$

En el cual u son los movimientos horizontal y vertical en un punto cualquiera del elemento y a_i son los desplazamientos del nodo i . Las funciones N_i , N_j , N_m han de escogerse de tal forma que al sustituir en la ecuación 3.1 las coordenadas de los nodos, se obtengan los desplazamientos de los mismos. Conocidos los desplazamientos de todos los puntos del elemento, se pueden determinar las deformaciones (ε) en cualquier punto, que vienen dadas por una relación del tipo de la ecuación 3.2. Siendo S un operador lineal adecuado:

$$\varepsilon = S_u \quad (3.2)$$

Sustituyendo, la expresión (3.1) en (3.2) se obtiene las expresiones siguientes:

$$\varepsilon = Ba \quad (3.3)$$

$$B = SN \quad (3.4)$$

Suponiendo que el cuerpo está sometido a unas deformaciones iniciales debidas a cambios térmicos, cristalizaciones, etc. y que tiene tensiones internas residuales la relación entre esfuerzos y deformaciones en el cuerpo viene dada por la expresión (3.5).

$$\sigma = D(\varepsilon - \varepsilon_0) + \sigma_0 \quad (3.5)$$

Siendo D una matriz de elasticidad que contiene las propiedades del material o materiales. Se define:

$$q^e = \begin{Bmatrix} q_i^e \\ q_j^e \\ \dots \end{Bmatrix}$$

Como las fuerzas que actúan sobre los nodos, que son estáticamente equivalentes a los esfuerzos en el contorno y a las fuerzas distribuidas que actúan sobre el elemento. Cada fuerza debe tener el mismo número de componentes que el desplazamiento nodal correspondiente y debe ordenarse en las direcciones adecuadas (Zienkiewicz y Taylor, 1994). En el caso particular de esfuerzo plano, las fuerzas nodales son:

$$q_i^e = \begin{Bmatrix} U_i \\ V_i \end{Bmatrix}$$

Las fuerzas distribuidas (b) son las que actúan por unidad de volumen en direcciones correspondientes a los desplazamientos u en ese punto. La relación

entre las fuerzas nodales y esfuerzos en el contorno y fuerzas distribuidas se determina por medio del método de los trabajos virtuales (Zienkiewicz y Taylor, 1994). El resultado es el siguiente (es el volumen del elemento e):

$$q^e = \int_{V^e} B^t \sigma \cdot dV - \int_{V^e} N^t b \cdot dV \quad (3.6)$$

Esta expresión es válida con carácter general cualesquiera que sean las relaciones entre tensiones y deformaciones. Si los esfuerzos siguen una ley lineal como la expresión (3.5), se puede describir la ecuación en la forma siguiente:

$$q^e = K^e a^e + f^e \quad (3.7)$$

$$K^e = \int_{V^e} B^t D B \cdot dV \quad (3.8)$$

$$f^e = \int_{V^e} B^t \sigma \cdot dV - \int_{V^e} N^t b \cdot dV - \int_{V^e} B^t D \varepsilon_0 \cdot dV \quad (3.9)$$

En la expresión de f aparecen, por este orden, las fuerzas debidas a las fuerzas distribuidas, las deformaciones iniciales y las tensiones iniciales, K es la matriz de rigidez.

Una vez obtenidos los desplazamientos nodales por resolución de las ecuaciones, se puede calcular los esfuerzos en cualquier punto del elemento, como:

$$\sigma = D B a^e - D \varepsilon_0 + \sigma_0 \quad (3.10)$$

3.3 FUNCIONES DE FORMA

A través de las funciones de forma, o interpolación, se consigue reducir el problema a la determinación de los corrimientos de unos nodos.

El primer problema para definir las funciones de forma, $N \equiv (N_j)$, de un elemento es que, en principio, dichas funciones dependen de su geometría (conviene recordar que se exige a las funciones de forma que tomen valor unidad en un nodo del elemento y se anulen en el resto). Sin embargo, este problema se evita de manera sencilla mediante una transformación de coordenadas. Por ejemplo, un elemento cuadrilátero de forma arbitraria se transforma en un cuadrado regular como se muestra en la figura 3.4, para ello basta con utilizar unas funciones de transformación $\psi_j(\xi)$ (Valero, 2004), de forma que:

$$x = \varphi(\xi) = \sum_{i=1}^{n_{nod}^e} x_j \varphi_j(\xi) \quad (3.12)$$

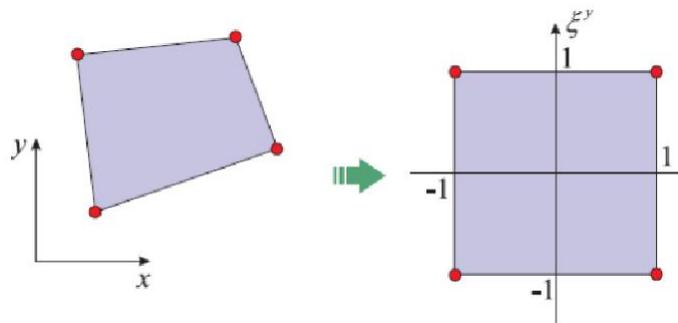


Figura 3.4 Ejemplo de transformación paramétrica de coordenadas en un elemento cuadrilátero de 4 nodos (Valero, 2004)

Donde x y ξ son, respectivamente, las coordenadas de un punto cualquiera del elemento en el espacio real y en el paramétrico, y donde x_j son las coordenadas de los nodos en el espacio real. Las funciones de forma se definen en el espacio paramétrico (ξ, η) , donde todos los elementos tienen la

misma geometría. Por ello, las funciones de forma son las mismas para todos los elementos, siempre que no se modifique el tipo de elemento.

Evidentemente, una vez terminados los cálculos numéricos en el espacio paramétrico, evaluadas las integrales es necesario deshacer el cambio de coordenadas para obtener los resultados en el espacio real (Valero, 2004).

Como conclusión cabe decir que las funciones de forma tienen tres cometidos principales dentro del MEF:

- Obtener resultados en cualquier punto del elemento por interpolación de los valores nodales.
- Permitir transformaciones geométricas que permiten adaptar el mallado a la forma del cuerpo analizado de una manera más exacta.
- Realizar la integración de las ecuaciones mediante la sustitución de las funciones elementales por polinomios de Legendre (Valero, 2004).

3.4 RESULTADOS DEL MÉTODO

El análisis de elementos finitos permite una detallada visualización de en donde las estructuras se doblan o tuercen, e indica la distribución del esfuerzo y los desplazamientos. Los programas computacionales de análisis de elementos finitos proveen un amplio rango de opciones de simulación para controlar la complejidad de ambos, el modelado y el análisis de un sistema. En resumen, los beneficios del análisis de elementos finitos son: una alta precisión, diseño mejorado, y una mejor percepción de los parámetros críticos de diseño, prototipos virtuales, menos prototipos de hardware, y ciclo de diseño más rápido y económico, alza en la productividad y en las ganancias (Lledó, 2008).

CAPÍTULO 4

Marco Metodológico

En el siguiente capítulo se establece de manera detallada la metodología necesaria para cumplir de forma secuencial con cada uno de los objetivos planteados previamente al inicio de la investigación, partiendo desde una revisión bibliográfica hasta llegar a analizar y concluir la factibilidad del diseño y de los resultados obtenidos.

4.1 METODOLOGÍA PROPUESTA

4.1.1 Búsqueda de información

El trabajo de investigación se inicia con una revisión bibliográfica, basada en publicaciones, trabajos especiales de grado, investigaciones, relacionadas con el diseño y optimización de prótesis de cadera. Se prosigue con la selección de estos trabajos que más se asemejen a nuestra investigación.

Posteriormente, se presentan los aspectos teóricos relacionados con la fisiología del cuerpo humano, los principios ergonómicos, las consideraciones biomecánicas que deben tomarse en cuenta al momento de diseñar este tipo de dispositivos y los materiales más usados en la construcción de nuevos modelos así como la evolución de estos dispositivos a lo largo de los años.

No se descarta la consulta con especialistas en el tema en caso de que los aspectos teóricos citados no sean suficientes para lograr el conocimiento necesario para la realización de este diseño.

4.1.2 Generar diferentes soluciones

Una vez concluida la fase de revisión teórica se obtienen las necesidades principales que se buscan cubrir con este diseño. Seguidamente se plantean distintas soluciones que brinden respuestas solidas a dicha problemática basadas en los criterios y restricciones anteriormente definidos.

4.1.3 Seleccionar el material

Ya seleccionada la mejor alternativa se procede a la selección de los materiales para el diseño de dicha prótesis y sus componentes.

Para esta etapa del trabajo de investigación se debe generar una lista de los materiales que cumplan con los requerimientos obtenidos de biocompatibilidad y que puedan soportar las cargas que se le aplicaran a la prótesis, esto se tomará como principal criterio para la selección de materiales. Seguidamente se debe corroborar la existencia de estos materiales en el mercado nacional, para facilitar su adquisición.

Si existen varios materiales que cumplan con dichos requerimientos mencionados anteriormente se deben comparar y seleccionar aquel que nos dé un mejor comportamiento frente a los esfuerzos generados por la aplicación de las diversas cargas.

4.1.4 Diseñar la prótesis

Por medio de una herramienta computacional para modelación y parametrización de sólidos tridimensionales se generan los modelos de las posibles soluciones, creando cada uno de los elementos que conforman la estructura de la prótesis, incluyendo el cemento y el hueso femoral. Luego de

crear dichos elementos se procede a realizar el ensamblaje de estos, pudiendo verificar que no existan problemas de interferencia entre ellos.

4.1.5 Simular el funcionamiento

Una vez realizado el ensamblaje el programa nos permite realizar simulaciones de los movimientos en las distintas direcciones que va a tener la prótesis (una vez que se hayan creado todas las restricciones de movimiento que tendrán las partes).

Se generan criterios de comparación, a través de diferentes métodos, para la selección de la mejor alternativa basada en las características esperadas de las soluciones propuestas y a través de las limitaciones del diseño establecidas.

4.1.6 Analizar los esfuerzos y desplazamientos

Una vez seleccionada la alternativa más idónea y los materiales de construcción se procede a la validación del modelo por el MEF utilizando el programa Abaqus/CAE, a manera de determinar la convergencia de los esfuerzos y desplazamientos a los que está sometido todo el conjunto de la prótesis de cadera en diferentes condiciones de trabajo, tanto críticas como normales, contando con una interfaz gráfica intuitiva, que permite crear, editar y visualizar los análisis realizados al sistema. Esta interfaz cuenta con módulos que permiten realizar las tareas de una manera relativamente simple.

4.1.7 Optimizar el diseño

En el caso de que en la realización de las pruebas y ensayos pasados, el diseño planteado falle en cualquiera, se deben realizar las modificaciones convenientes cada vez que sea necesario para de esta manera poder garantizar que cumpla con las exigencias y tenga mayor confiabilidad a la hora de querer fabricarlo para su uso, para ello se modifican ciertas características correspondientes a la geometría, material y cargas a las que se encuentra

sometido y se corroboran las mejoras mecánicas mediante el procedimiento ya descrito en el punto 4.1.6.

4.1.8 Determinar los parámetros de fabricación

A partir de las especificaciones del diseño ya optimizado se deben seleccionar los procesos de fabricación adecuados para la construcción del mismo, de acuerdo a la disponibilidad, accesibilidad de los equipos y herramientas de mecanizado, luego se realizará el código para la elaboración en masa de cada elemento de dicho modelo en equipos de control numérico (torno y fresadora CNC).

4.1.9 Estudiar la factibilidad económica

Finalmente se evaluará la factibilidad económica del dispositivo que resulta de comparar el costo de fabricación aproximado del mismo (se incluye: costo de materiales y mecanizado) con otras prótesis de cadera cementadas similares en función y materiales fabricados ya existentes en el mercado venezolano, debido a que uno de los propósitos de éste diseño es la obtención una prótesis económica y de fácil adquisición.

4.1.10 Concluir y otorgar recomendaciones

De acuerdo a los resultados obtenidos en cuanto al diseño óptimo, los ensayos realizados, la factibilidad económica y tecnológica, se muestran las conclusiones más importantes que se logran extraer de toda la investigación previa, así como también las recomendaciones que pueden ser útiles en futuras investigaciones de diseño, modelado y análisis numérico de prótesis de cadera, en especial las parciales cementadas.

CAPÍTULO 5

Resultados y Análisis

En este capítulo se establecen las especificaciones del sistema a diseñar y de manera consecutiva se presentan tres alternativas de solución distintas, de las cuales sólo se escoge aquella que cumpla con las características y restricciones ya establecidas. Luego, se definen los contactos y las condiciones de borde idóneas para discretizar dicha solución y de esta manera llevar a cabo la evaluación numérica de los esfuerzos y desplazamientos que ocurren en la misma debido a las cargas previamente definidas. Posteriormente, se optimiza la forma de dicha solución y se presentan los distintos factores de seguridad (N) de ambos diseños. En la búsqueda de resultados numéricos satisfactorios es necesario definir el modelo de prótesis ideal para una gran cantidad de pacientes afectados; en cuanto a geometría, perdurabilidad y economía.

5.1 ESPECIFICACIONES DEL SISTEMA A DISEÑAR

El diseño de la prótesis de cadera debe presentar las características y restricciones que se indican a continuación:

- Ser capaz de soportar un peso estimado de hasta 80 Kg.
- Ser acorde con las geometrías óseas de una persona adulta.
- Brindar un alto nivel de sujeción en el fémur.

- El material de la prótesis debe ser biocompatible y de comercialización nacional.
- Poseer una geometría óptima y simple para disminuir de manera consecutiva los costos tecnológicos por fabricación.
- Permitir los movimientos básicos de flexión, extensión, aducción, abducción y rotación de la cadera.
- Tener la forma y curvaturas similares a los escariadores ya existentes en el mercado.
- Cumplir con los principios básicos de fijación y de distribución de cargas en el fémur.
- El diseño debe ser innovador.

5.2 ALTERNATIVAS DE SOLUCIÓN

A partir de la situación problemática, objeto de la investigación y especificaciones que requiere el diseño se proponen tres posibles soluciones.

5.2.1 Propuesta N° 1

En la figura 5.1 se aprecian las distintas vistas de la propuesta, la cual está conformada por una cabeza femoral y el vástago.

Se plantea una endoprótesis parcial y cementada de cadera con radio esférico grande. Dicha prótesis está dirigida a pacientes que han sufrido de fractura femoral pero aún conservan el cartílago acetabular en buen estado.

Como característica principal se encuentra que la misma debe fabricarse de acero 316L y requiere de un recubrimiento de Polimetilmetacrilato (PMMA) para fijarse en la cavidad del fémur previamente perforada, también posee un soporte para aliviar cargas en el trocánter menor. La fabricación del cuerpo de la prótesis se debe realizar por un proceso de fundición (Pacheco, 2012).

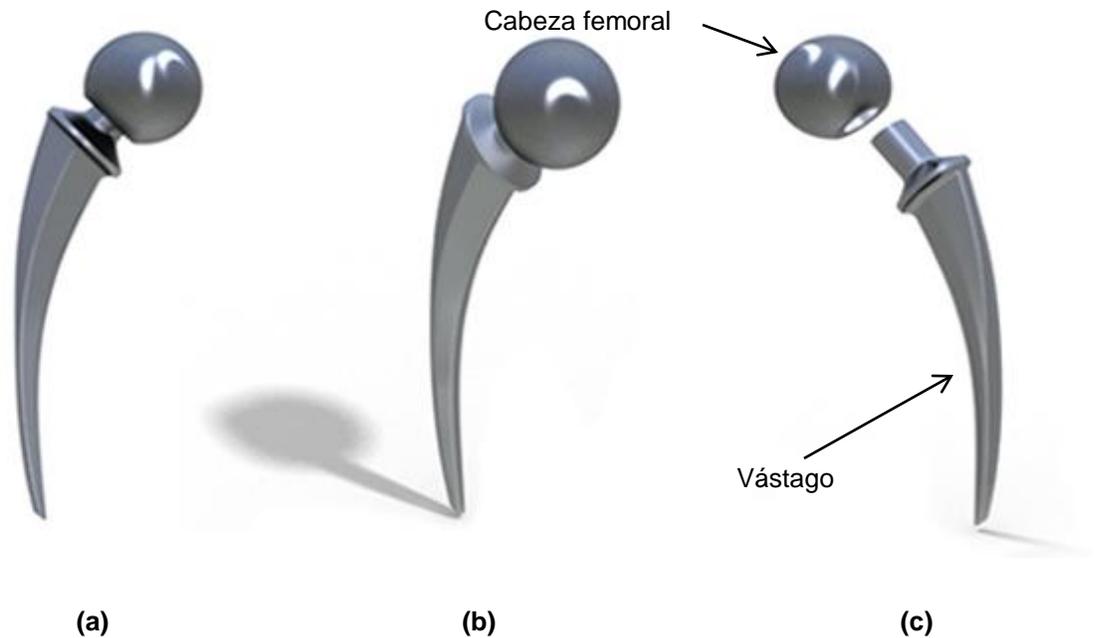


Figura 5.1 Posible solución N°1; (a) Vista lateral, (b) Vista isométrica, (c) Vista en explosión

5.2.2 Propuesta N° 2

Se presenta el esquema mostrado en la figura 5.2, a través del cual se propone una prótesis completa no cementada con un diseño, el cual tiene la particularidad de estar en contacto directo con el hueso una vez insertado dentro del fémur, respetando mayor cantidad del hueso femoral del paciente a la hora de su implantación. Para ello, posee un acabado superficial específico y con rugosidad similar a la del interior del hueso cortical. Esto hace que sea adecuada para pacientes jóvenes y activos, especialmente varones.

Este modelo requiere del diseño de un componente acetabular que sustituye la parte de la articulación de la cadera unida a la pelvis, el cual es una esfera hueca que se adapta perfectamente a la cabeza o componente cefálico en donde los materiales que se suelen utilizar son la cerámica, el acero y el polietileno de alta densidad (una especie de plástico muy duro). Al igual que la solución anterior, está conformada por una cabeza femoral y el cuerpo de la prótesis.

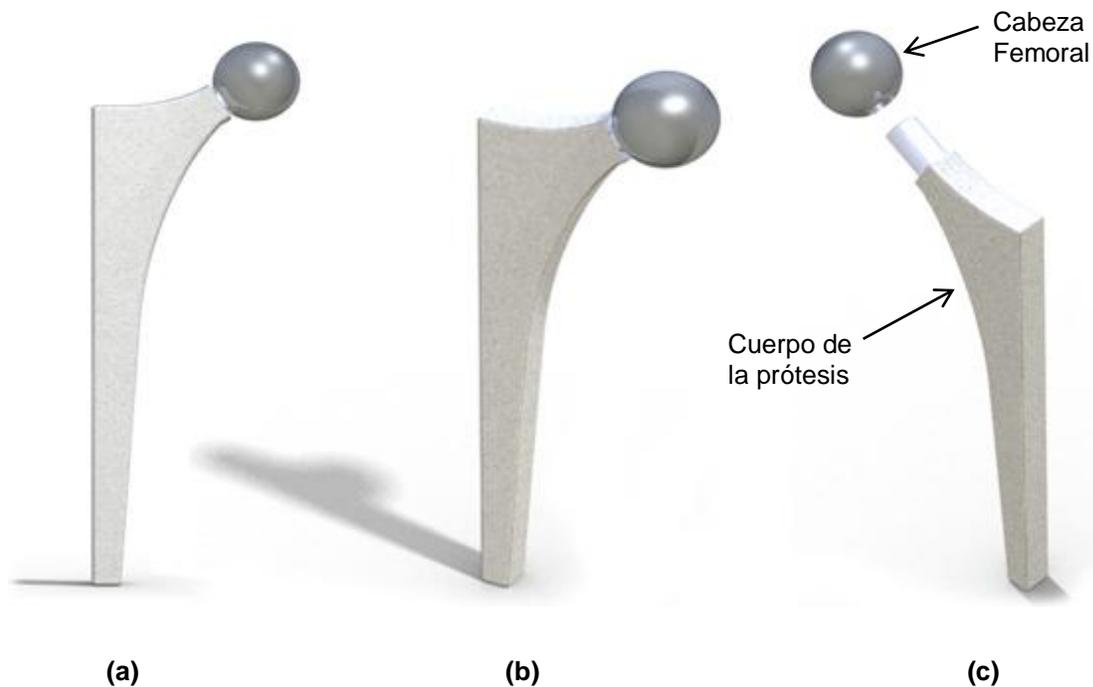


Figura 5.2 Posible solución N°2; (a) Vista lateral, (b) Vista isométrica, (c) Vista en explosión

5.2.3 Propuesta N° 3

Se propone endoprótesis parcial y cementada de cadera con radio esférico de cabeza femoral grande con el fin de adaptarse y en contacto directo con la cavidad acetabular que forma la pelvis, en donde la particularidad del modelo radica en la simplicidad y elegancia de su diseño y en los elementos que lo conforman. Debido a su planicidad permite la apertura de un menor orificio en el hueso femoral para la inserción del mismo, lo que se traduce en ahorro de componente óseo.

En la figura N° 5.3 se observa en vista de explosión (c) la cabeza femoral, la base que sirve para la inserción de la de la cabeza y soporte de cargas para el fémur, el vástago femoral de superficie lisa y el pasador que sirve de unión entre los componentes.

Este diseño necesita de cemento para fijarse al hueso y está compuesto acero aleado en su totalidad para evitar posibles celdas galvánicas entre sus partes.

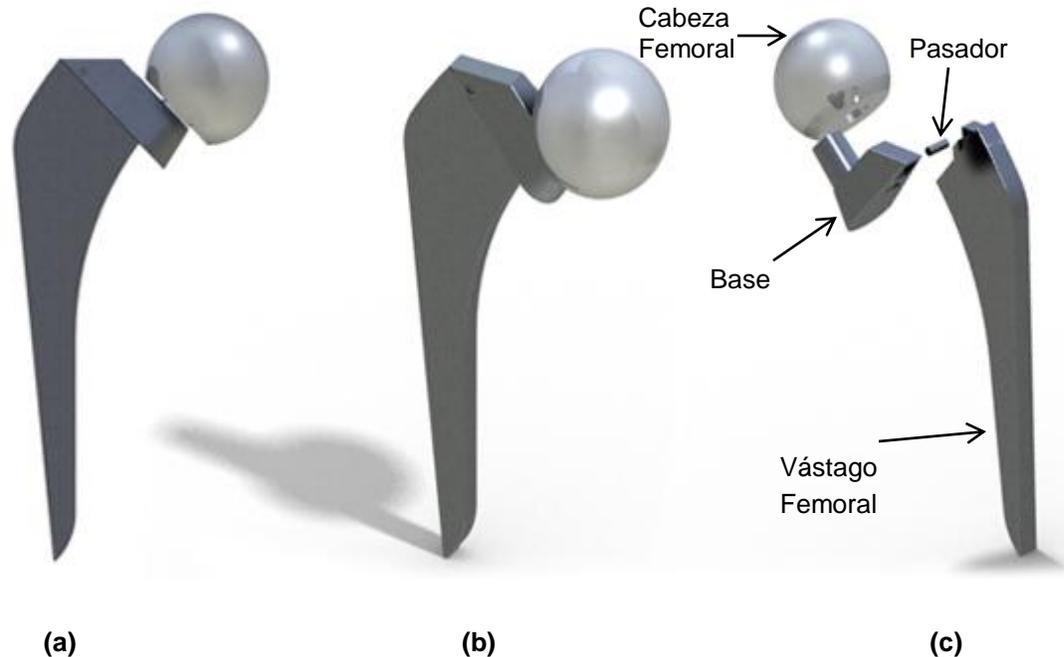


Figura 5.3 Posible solución N°3; (a) Vista lateral, (b) Vista isométrica, (c) Vista en explosión

5.3 SELECCIÓN DE LA MEJOR SOLUCIÓN

Teniendo en cuenta las especificaciones del sistema a diseñar planteadas anteriormente, se proceden a evaluar las tres alternativas propuestas, estudiando además las ventajas y desventajas que posee cada uno de los diseños. De acuerdo a lo anterior se tiene que la mejor alternativa es la propuesta N° 3, teniendo como base los siguientes aspectos:

- Actualmente la demanda de prótesis parciales en Venezuela ha ido incrementando debido a que son muy pocos los pacientes quienes presentan desgaste de cartílago acetabular, por lo contrario cada día es mayor la cantidad de personas diagnosticadas con fracturas femorales que requieren sólo un remplazo parcial de la misma (Pacheco, 2012).
- Las endoprótesis poseen la característica peculiar de introducción completa en el fémur, es decir; no se encuentran en voladizo, lo cual hace de éste tipo de prótesis más seguras a no fallar por fatiga, a esto se le agrega que el presente diseño posee una base que sirve como soporte al hueso y permite mayor disipación de carga en el mismo y una mejor fijación.

- El modelo del sistema seleccionado permite mayor facilidad en el proceso de fabricación, el cual se puede realizar mediante un proceso de mecanizado por la simplicidad en su geometría y la división del mismo en un conjunto de cuatro elementos, que mediante la unión con ajuste del tipo forzado muy duro y una tolerancia ISO 1-3 asegura la consolidación y perdurabilidad mecánica de dicho diseño (Chevalier, 1979).
- La división de la prótesis en un conjunto de elementos distintos brinda la opción de acoplar vástagos de tamaños variados según sea el requerimiento del paciente, lo cual reduce el tiempo de fabricación del mismo y disminuye de manera directa el costo económico y tecnológico de la fabricación.
- La utilización de cemento como sistema de adherencia permite disminuir costos y asegurar la fijación de la prótesis por veinte años aproximadamente, aunque limita al paciente a tener una actividad física moderada y a no permitir exceso de peso corporal para obtener mejores resultados (Pacheco, 2012).
- El diseño de la solución seleccionada posee la forma de escariadores ya existentes en el mercado y comúnmente utilizados por médicos traumatólogos venezolanos lo que beneficia de gran manera la investigación desde el punto de vista de un posible ensayo experimental (Pacheco, 2012).

5.4 SELECCIÓN DEL MATERIAL

Bajo los requerimientos específicos a los que están sometidos los diversos elementos de la prótesis de cadera son pocos los materiales disponibles para la fabricación del diseño; a su vez se debe recordar que dicho material a escoger debe ser de comercialización nacional para reducir de manera directa los costos y tiempos de fabricación del mismo.

Entre los biomateriales metálicos comúnmente utilizados para las prótesis de cadera se encuentran ciertas aleaciones de aceros inoxidables y de titanio,

éste último presenta una excepcional resistencia a la tensión de entre todo el conjunto de materiales metálicos utilizados en implantes, a su vez, presentan el fenómeno de la pasivación por la formación espontánea de una capa de TiO_2 , siendo catalogado como el mejor material bionerte para aplicaciones en implantes aunque entre sus principales desventajas se encuentran la dificultad para maquinarse y que su fundición debe realizarse en atmósfera inerte (N_2 , Ar) o de alto vacío (menor a 10^{-7} torr), porque el exceso de oxígeno se difunde fácilmente en el titanio causando su fragilidad (Echavarría, 2003), sin embargo la desventaja para su utilización en la presente investigación es su alto costo y la escasa comercialización en el país, por lo cual se descarta del siguiente estudio.

En el caso de las aleaciones de aceros inoxidable para implantes existe mayor disponibilidad en el mercado y menor costo adquisitivo. Los mismos pertenecen a la familia de aleaciones cromo-níquel-molibdeno y deben contener un máximo de 0,03% C para evitar la precipitación de los carburos de cromo (Cr_{23}C_6) y mejorar la resistencia a la corrosión.

Entre uno los aceros inoxidable más empleados para este tipo de implantes se encuentra el acero de muy bajo carbono AISI 316L con la siguiente composición química: C: 0,03% máx., Cr: 17-20, Ni: 12-14, Mo: 2-4% donde el níquel sirve para estabilizar la fase austenítica. Dicho acero endurece rápidamente con el trabajo en frío y tiene características paramagnéticas además de poseer altas capacidades de carga y resistencia a fatiga (Echavarría, 2003).

Dado lo anterior, se selecciona el acero (AISI 316L) en estado semiduro para el estudio de cada uno de los componentes de la prótesis a escoger ya que el mismo es propenso a sufrir corrosión debido a posibles pares galvánicos producidos al tener contacto con otro acero que no posea las mismas propiedades químicas y anticorrosivas. Algunas de las propiedades mecánicas del acero AISI 316L se presentan en la tabla 5.1.

Tabla 5.1 Propiedades mecánicas del Acero AISI 316L semiduro (Oldani, 2010)

E (GPa)	S _y (MPa)	Coef. de Poisson (ν)
196	620	0,3

5.5 ESPECIFICACIONES DEL SISTEMA DISEÑADO

A continuación se indica detalladamente cada una de las piezas que conforman el diseño de la solución seleccionada anteriormente, las dimensiones, materiales y características. En la figura 5.4 se puede observar el sistema diseñado en sus múltiples vistas, incluyendo la explosión de cada una de sus partes.

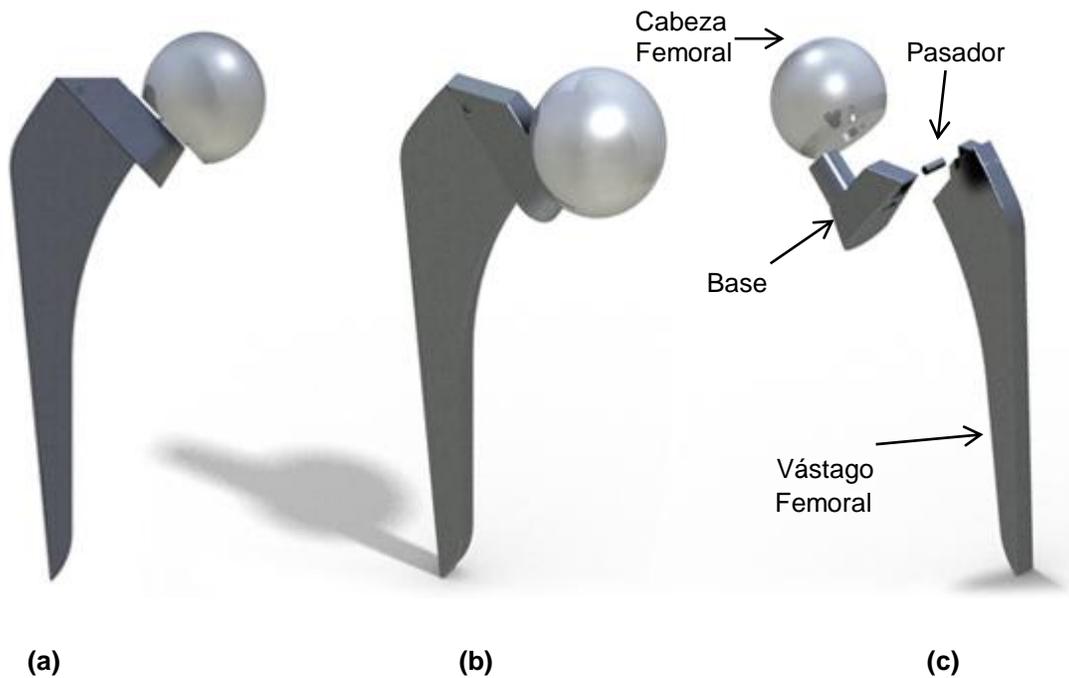


Figura 5.4 Sistema diseñado; (a) Vista lateral, (b) Vista isométrica, (c) Vista en explosión

5.5.1 Vástago femoral

Las curvas de ésta prótesis están definidas de modo que toquen de manera tangencial las dos zonas internas más duras del fémur (trocánter mayor y zona media) donde se desea reposar dicho vástago y de tal manera disipar la menor cantidad de cargas residuales en el mismo hacia el hueso. Ésta pieza posee un orificio de 3,175 H7/p6 mm por donde entrará un pasador el cual lo unirá a la

base de la cabeza femoral (ver figura 5.5), además posee una cuña que restringirá la separación de estos dos elementos mediante alguna carga de tracción. Como primer estudio se establece un vástago de acero 316L de 160 mm de altura, de 8 mm de espesor constante en toda su longitud y de ancho variable desde 9 a 38 mm.



Figura 5.5 Vástago femoral

5.5.2 Pasador cilíndrico

El pasador cilíndrico el cual servirá de unión entre el vástago y la base de la cabeza femoral está fabricado de acero 316L, posee 3,175 H7/p6 mm de diámetro constante y una longitud L de 8,5 mm (ver figura 5.6).

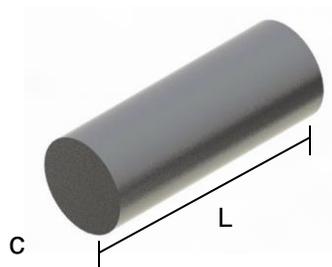


Figura 5.6 Pasador cilíndrico

5.5.3 Base de la cabeza femoral

Esta pieza de acero 316L está diseñada para fijar la cabeza femoral al conjunto de la prótesis mediante un cilindro cónico de 16 mm de altura y diámetro variable de 13 mm a 12 mm con un ángulo de 135° respecto a la horizontal, además; gracias a su gran diámetro base de 20 mm forma una excentricidad con el vástago cuyo objetivo principal es servir de apoyo junto con el trocánter menor del hueso femoral para amortiguar cierta cantidad de la carga inducida. Posee un orificio lateral de 3,175 H7/p6 por donde se fijará al vástago mediante el pasador antes descrito, también posee dos perforaciones internas para un mayor ajuste del mismo, los cuales se pueden apreciar en la figura 5.7.

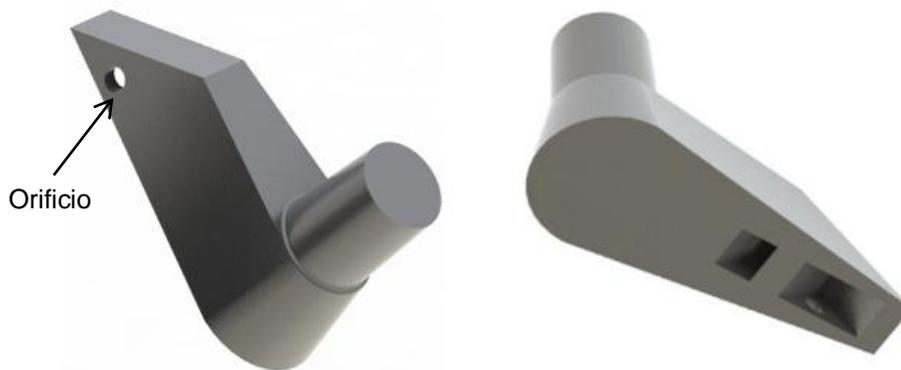


Figura 5.7 Base de la cabeza

5.5.4 Cabeza femoral

En la figura 5.8 se puede observar la cabeza femoral (2/3 de esfera) de 42 mm de diámetro la cual está conformada en acero 316L y debe poseer un acabado tipo espejo en su superficie, en la parte interior cuenta con un agujero penetrante de 15 mm

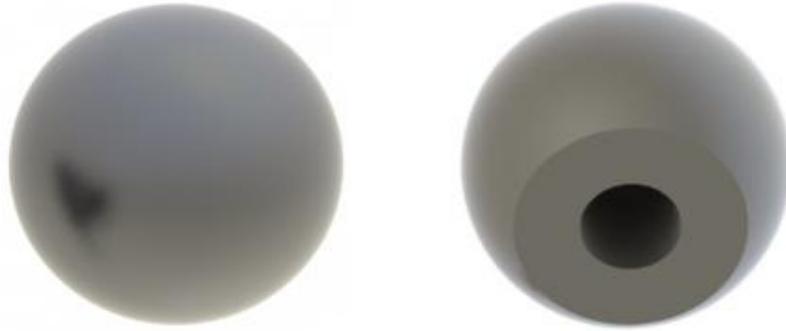


Figura 5.8 Cabeza femoral

5.6 SISTEMA A EVALUAR

En la figura 5.9 se observa el conjunto de prótesis, cemento y hueso a estudiar a continuación.

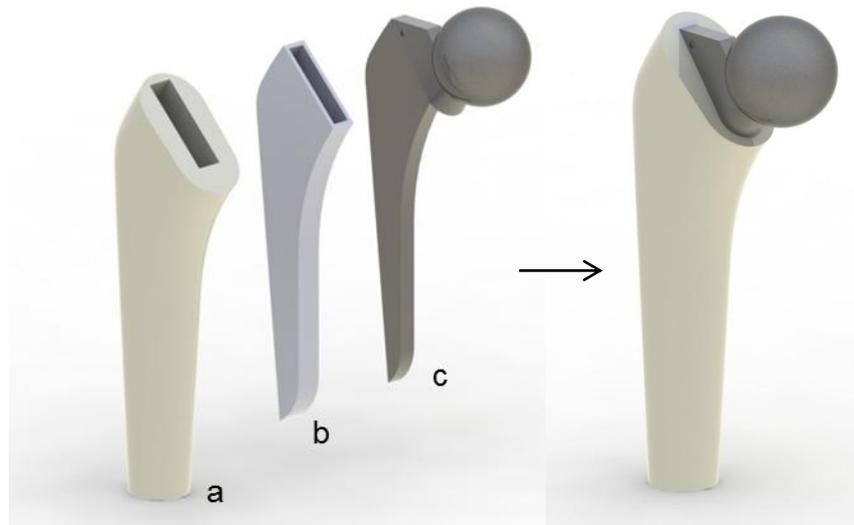


Figura 5.9 Conjunto de Hueso (a), Cemento (b), Prótesis (c) a evaluar

Las características del cemento y del hueso son las siguientes:

- Se escoge como cemento el polimetilmetacrilato (PMMA) el cual presenta excelente tenacidad y estabilidad química. El agua absorbida internamente hace disminuir la resistencia a la tensión y el módulo de Young (llamado “efecto plastificante”) hasta estabilizarse con el tiempo a un valor constante

(Echavarría, 2003), el cual recubre la prótesis con un espesor de 2 mm en todo su contorno, dicho polímero posee las características mecánicas reflejadas en la tabla 5.2.

Tabla 5.2 Propiedades mecánicas del PMMA (Gómez *et al*, 2001)

E (GPa)	Coef. de Poisson (ν)
3	0,4

- El hueso es un material anisotrópico, es posible realizar las simulaciones planteando las condiciones y considerando que se comporta de manera isotrópica (Del Palomar., *et al* 1993). Las dimensiones del fémur modelado en este trabajo fueron extraídas de un ejemplar típico de un hombre aproximadamente 800 N, simulado de forma cilíndrica variable con medidas promediadas y un diámetro mínimo de 26 mm, en donde va a ir insertado el conjunto de prótesis y cemento, cuyo hueso esponjoso debe ser removido para evitar pérdida de cemento y mayores desplazamientos. Las propiedades mecánicas del hueso cortical se indican en la tabla 5.3.

Tabla 5.3 Propiedades mecánicas del hueso cortical (Cilingir *et al*, 2007)

E (GPa)	Coef. de Poisson (ν)
17	0,3

5.6.1 Interacciones y contactos

Para poder realizar el análisis computacional de la prótesis de cadera es necesario considerar los contactos existentes entre cada una de las cuatro piezas que conforman el diseño, además se deben considerar los contactos entre todo el conjunto de la prótesis, el cemento y el hueso cortical.

Entre los diferentes elementos que conforman el ensamble las interacciones se definen como ajustados o como el programa lo denomina “tie” (figura 5.10), lo cual asegura que dichos componentes no deslicen en las superficies que hacen contacto (Carnicero, 2008).

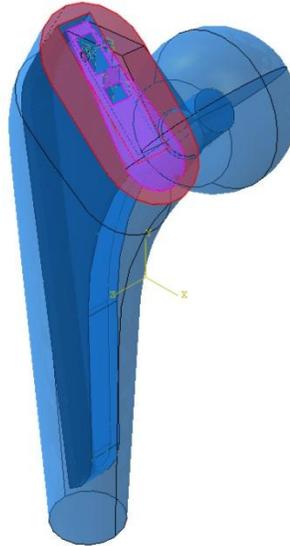


Figura 5.10 Prótesis con par de contactos del tipo ajustado

5.6.2 Distribución de la carga y condiciones de borde

Las cargas simuladas, siempre orientadas al peso promedio de un hombre de 800 N, son las críticas dentro de un ciclo de caminata y otras actividades, como bajando escaleras en donde se logran alcanzar grandes magnitudes (ver figura 5.11). Con el fin de obtener un modelo más real, estas fuerzas se representan como uniformemente distribuidas sobre una sección del casquete esférico de la cabeza de la prótesis, en donde dicha sección se estima como la mitad de la superficie total de la esfera (dimensión obtenida en Solidworks) de acuerdo a la ecuación 5.1.

$$A_{total} = 4.726 \text{ mm}^2$$

$$A_{secc} = \frac{A_{total}}{2} \quad (5.1)$$

En donde,

- A_{total} : Área total de la superficie esférica de la cabeza femoral [mm^2].
- A_{secc} : Área de distribución de la carga [mm^2].

Sustituyendo el A_{total} en la ecuación 5.1 se obtiene;

$$A_{secc} = 2.363 \text{ mm}^2$$

Para fijar las condiciones de borde se modela un hueso de 182 mm de longitud de tal forma que el empotramiento perfecto en la parte inferior del modelo no incida sobre los resultados de los análisis en la prótesis.

5.6.2.1 Cálculo de carga para condiciones críticas

Para el estudio de la concentración de esfuerzos y desplazamientos bajo condiciones críticas operativas, se toma como parámetro fundamental el del movimiento que realiza el conjunto de la cadera al bajar un escalón de gran altura (ver figura 5.11), para el cual se toma un factor multiplicativo de la carga $K_1 = 4$ (Cilingir, 2007).

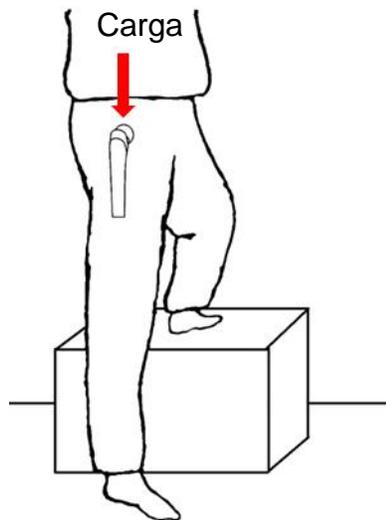


Figura 5.11 Carga al bajar un escalón

El peso corporal promedio de un hombre es de 800 N y el resultado de multiplicar el factor “ K_1 ” por dicho peso es una carga de 3.200 N.

A su vez, se asume una superficie de contacto para un caso extremo de inclinación de la cadera a 135° con respecto a la horizontal como la mostrada en la figura 5.12.

$$F_{condición} = 3200 \text{ N}$$

Se halla la presión ejercida mediante la ecuación 5.2 (Norton, 1999).

$$P_{condición} = \frac{F_{condición}}{A_{secc}} \quad (5.2)$$

En donde,

- $F_{condición}$: Carga aplicada sobre el casquete esférico [N].
- $P_{condición}$: Presión ejercida en el fémur, según sea la condición de la carga [MPa].

Sustituyendo el valor de $F_{condición}$ y A_{secc} en la ecuación 5.2 se obtiene;

$$P_{crítica} \cong 1,35 \text{ MPa}$$

Obteniendo de esta manera la presión crítica ejercida sobre el casco esférico de 1,35 MPa.

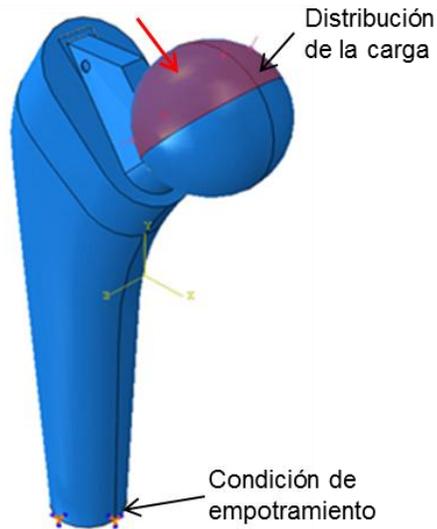


Figura 5.12 Distribución de la carga y empotramiento para condiciones críticas

5.6.2.2 Cálculo de carga para condiciones normales

Los estudios realizados en esta materia han demostrado que la carga más crítica que soportan los miembros inferiores es en la fase media de la marcha (ver figura 5.13 y 5.14), por esa razón se considera el peso del cuerpo sobre un

solo miembro, excluyendo el peso de éste, lo que proporciona un porcentaje de 84,4% del peso corporal (Cañizo *et al*, 2010).

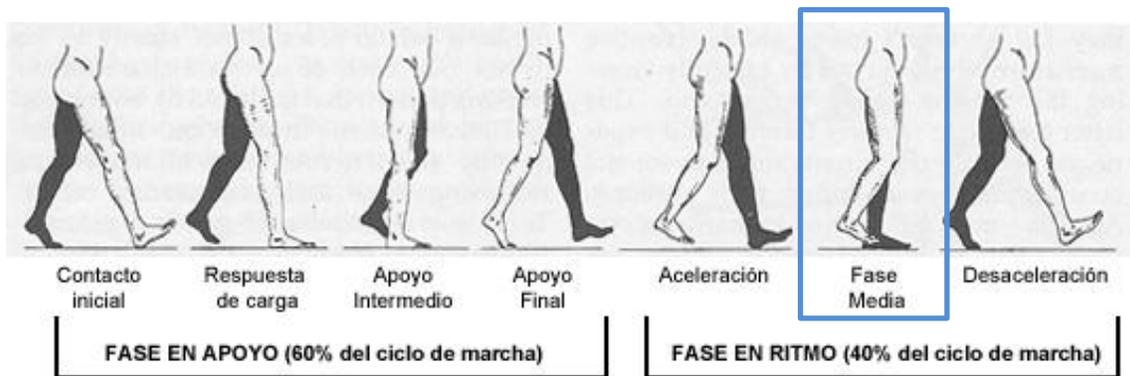


Figura 5.13 Ciclo de marcha (<http://www.chiro.org>)

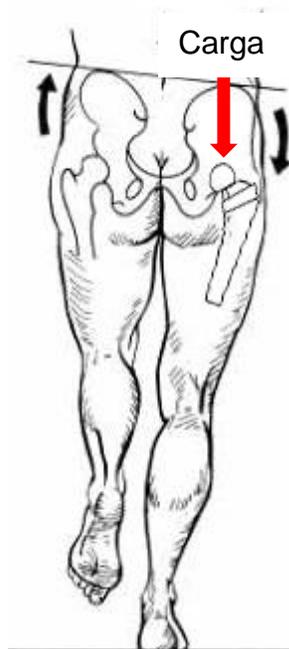


Figura 5.14 Detalle de la carga en la fase media de marcha (<http://www.dartmouth.edu>)

Un punto clave para replicar las condiciones de operación de las prótesis coxofemorales dentro de un ensayo numérico es la determinación correcta de la carga presente en la cadera, para lo cual se hace uso de diagramas de cuerpo libre de las fuerzas actuantes en el sistema de interés (ver figura 5.15).

Para el siguiente cálculo se estima un peso y una altura promedio de pacientes del sexo masculino de 80 Kg y 1,70 m respectivamente.

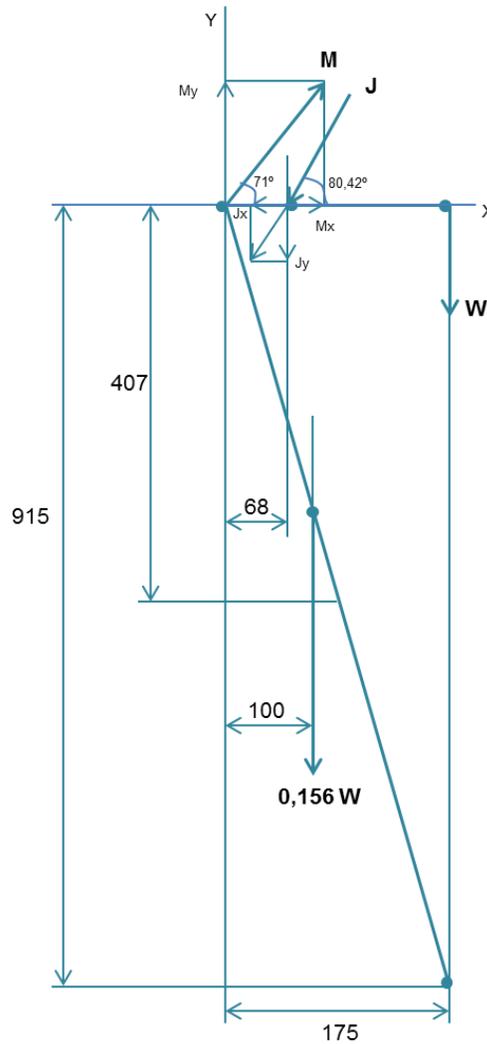


Figura 5.15 Diagrama de cuerpo libre de las fuerzas actuantes en la cabeza femoral, medidas en mm (Cañizo *et al*, 2010)

De acuerdo al diagrama de la figura 5.15 se lleva a cabo la siguiente sumatoria de fuerzas y momentos flectores con el objetivo de hallar el valor de la fuerza ejercida en la cabeza femoral en la fase media de la marcha:

$$\rightarrow P \sum_{+} F_x = 0$$

$$M \cos 71^{\circ} - J_x = 0 \tag{5.3}$$

$$+\uparrow \sum F_y = 0$$

$$M \sin 71^\circ - J_y - W - 0,156W = 0 \quad (5.4)$$

$$+ \sum M_A = 0$$

$$68J_y + 100 \times 0,156W - 175W = 0 \quad (5.5)$$

En donde,

- J : Fuerza ejercida en la cabeza femoral [N].
- M : Fuerza ejercida por el trocánter mayor [N].
- W : Masa corporal [Kg].

El resultado de resolver el sistema de ecuaciones indica que la fuerza M tiene una magnitud de 2.905,20 N y J de 2.068,56 N, en donde J es la carga ejercida por el cuerpo sobre la cabeza femoral, tal como se muestra en la figura 5.16.

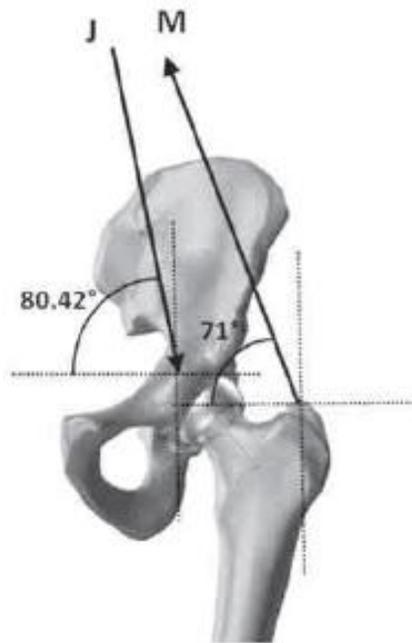


Figura 5.16 Fuerza en el trocánter mayor (M) y fuerza en la cabeza femoral (J) (Cañizo et al, 2010)

Luego, mediante la ecuación 5.2 se sustituyen los valores de la fuerza ejercida en la cabeza femoral J y del área distribuida A_{secc} y se determina la presión bajo condiciones normales que actúa sobre la superficie de contacto, la cual será objeto de estudio para ensayos comparativos entre diferentes condiciones de trabajo (ver figura 5.17):

$$P_{normal} = 0,8734 \text{ MPa}$$

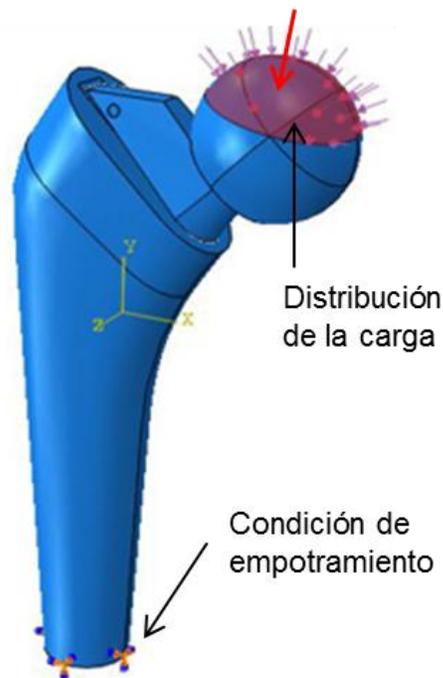


Figura 5.17 Distribución de la carga y empotramiento para condiciones normales

5.6.3 Discretización mediante MEF

Ésta investigación se realiza bajo un análisis estático lineal, ya que se ha registrado con anterioridad que éste tipo de implantes pueden fallar bajo estados críticos de carga, sin alcanzar el rango plástico (Maldonado, 2000). Para realizar el mallado de la pieza el programa Abaqus/CAE discretiza por definición las geometrías de la pieza utilizando elementos hexaédricos y tetraédricos según sea la complejidad de su forma (ver figura 5.18).

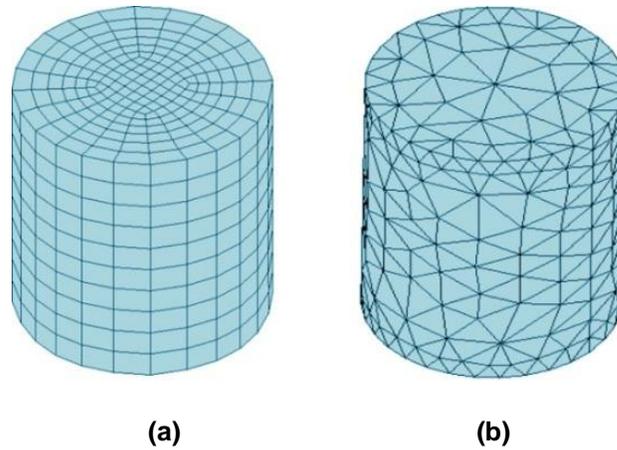


Figura 5.18 Tipos de elementos; (a) Hexaédricos y (b) Tetraédricos

En la figura 5.19 se puede observar la pieza libre de mallado y a su vez dos colores distintos en sus elementos (amarillo y rosado), esto refleja el tipo de mallado recomendado a utilizar en cada una de dichas piezas.

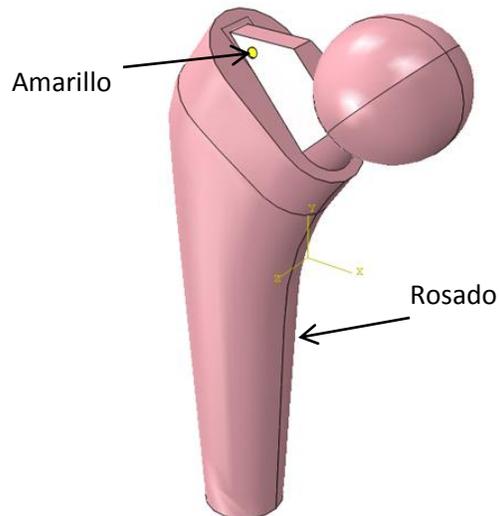


Figura 5.19 Asignación de elementos al conjunto de la prótesis

Se utilizan elementos hexaédricos de primer orden de interpolación con integración reducida para facilitar el cálculo computacional en la pieza de color amarillo (pasador) y elementos tetraédricos en el resto del conjunto de color rosado ya que estos elementos tienen la capacidad de adaptarse a las geometrías irregulares propuestas en dicho diseño, tal y como se muestra en la figura 5.20.

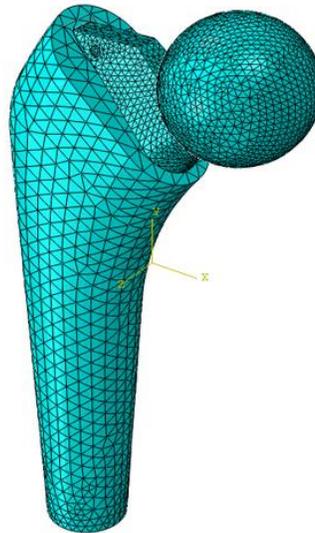


Figura 5.20 Conjunto de prótesis de cadera discretizado

Una vez discretizada la pieza el objetivo del ensayo consiste en conseguir el mallado óptimo de la misma mediante un análisis de convergencia, el cual se logra aumentando el número de elementos en diferentes corridas computacionales y junto a cada variación de esfuerzo se gráfica dicho comportamiento hasta conseguir el menor error porcentual de esfuerzo mediante la ecuación 5.6. Cuando dicho valor de error porcentual se aproxime a cero se puede decir que se ha encontrado el valor aproximado de elementos de la convergencia y de esta manera se define el mallado óptimo.

$$error (\%) = \frac{\sigma_n - \sigma_{n-1}}{\sigma_n} * 100 \quad (5.6)$$

En donde:

σ_n : Esfuerzo máximo equivalente Von Mises para la corrida (n).

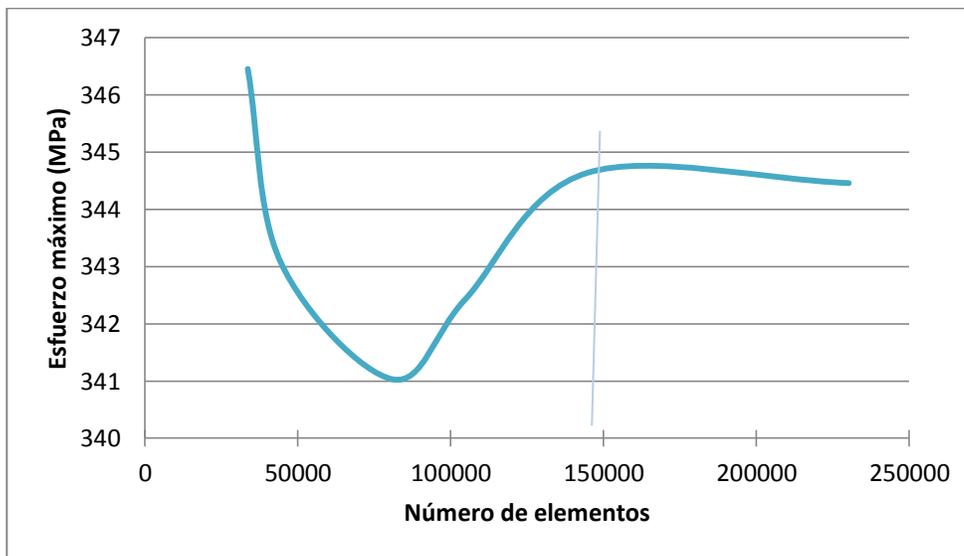
σ_{n-1} : Esfuerzo máximo equivalente Von Mises para la corrida ($n - 1$).

En la tabla 5.4 se reflejan las variaciones de cantidad de elementos, esfuerzos máximos equivalentes de Von Mises, desplazamientos y errores porcentuales presentes para cada corrida computacional.

Tabla 5.4 Variación de esfuerzos máximos, desplazamientos y error porcentual respecto al número de elementos

Corrida	Número de Elementos	Esfuerzo máximo (MPa)	Desplazamiento (mm)	Error (%)
1	33601	346,453	3,934	-
2	44437	343,067	4,451	0,977
3	80965	341,030	4,456	0,593
4	104806	342,431	4,458	0,409
5	144750	344,638	4,459	0,640
6	230257	344,458	4,459	0,052

Luego, se procede a graficar los distintos valores de esfuerzos máximos y número de elementos obtenidos para obtener la curva de convergencia mostrada en la figura 5.21.

**Figura 5.21** Convergencia de resultados (Esfuerzo máximo vs. Número de elementos)

De acuerdo al análisis de elementos finitos y a la convergencia de los resultados obtenidos, el número óptimo de elementos y de nodos para realizar es 230.257 y 346.453 respectivamente. De esta manera se finaliza con el análisis de convergencia y se toma como mallado óptimo y definitivo el ilustrado en la figura 5.22 con el cual se procede a ejecutarse los distintos análisis de carga.

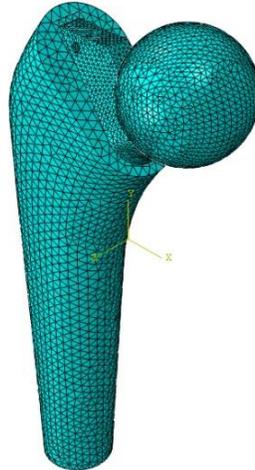


Figura 5.22 Conjunto de prótesis con mallado óptimo

5.7 ANÁLISIS DE RESULTADOS

A continuación se muestran los resultados alcanzados de los análisis de esfuerzos realizados a la solución seleccionada. Dichos resultados son obtenidos mediante el programa computacional Abaqus/CAE, en donde el diseño de la prótesis de cadera es sometido a diferentes estados de esfuerzos con el propósito de simular las condiciones reales del conjunto en ciertos movimientos básicos de la cadera, con lo que se establece la teoría de falla de Von Mises como la teoría predominante para evaluar el diseño debido a tres características principales: (1) la prótesis posee un estado de esfuerzos combinados (triaxial), (2) el material a estudiar es un acero inoxidable dúctil y (3) el sistema se encuentra evaluado bajo un sistema de cargas estáticas (Shigley, 2001). Lo que servirá como patrón fundamental para verificar y comprobar el máximo nivel de riesgo bajo condiciones estáticas a la que está sometido el diseño. Para el cual se hará uso de la ecuación 5.7, la cual permite obtener el factor de seguridad de todo el conjunto.

$$N = \frac{S_y}{\sigma_{mises}} \quad (5.7)$$

En donde:

- S_y : Esfuerzo de fluencia del material [MPa].
- σ_{mises} : Máximo esfuerzo de trabajo [MPa].

En los siguientes análisis es posible visualizar la distribución de esfuerzos producidos en todo el conjunto de la prótesis con una cierta degradación de colores, dichos colores magnifican la concentración de los esfuerzos en dicha zona, van desde el color azul que representa la zona menos esforzada hasta el color rojo que indica la zona con la mayor concentración de esfuerzo o desplazamiento según sea el caso de estudio.

5.7.1 Distribución de esfuerzos a flexión bajo condiciones críticas

Aplicando la presión de 1,35 MPa en la zona previamente establecida para condiciones críticas (ver figura 5.11 y 5.12) con un ángulo de contacto de 90° aproximadamente, se obtiene un esfuerzo máximo de Von Mises de 344,458 MPa justo en al inicio del cilindro que sujeta la cabeza femoral (ilustrado en la figura 5.23 y 5.24), lo cual era de esperarse dada la condición de contorno del ensamblaje, de igual forma se obtiene un desplazamiento máximo de 4,459 mm en la cabeza femoral que se observa en la figura 5.25. De esta manera se obtiene un factor de seguridad $N= 1,80$ mediante el uso de la ecuación 5.7.

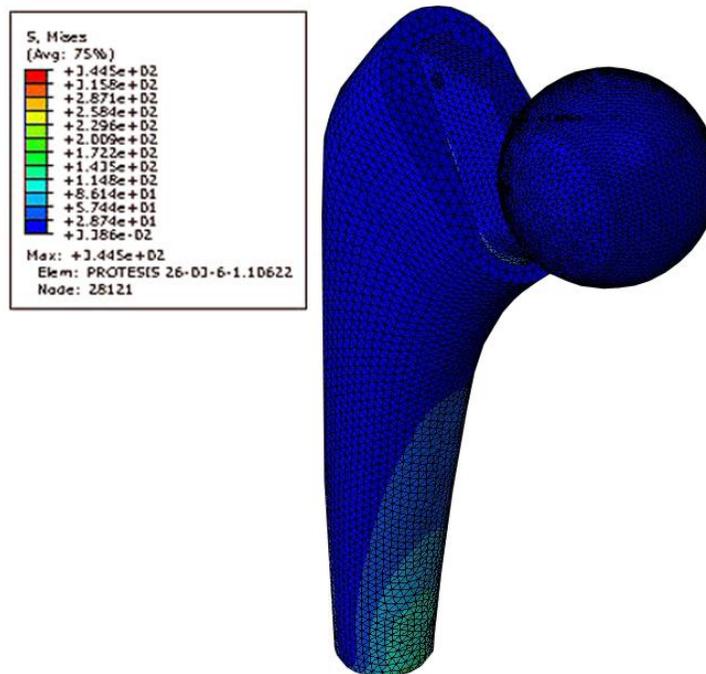


Figura 5.23 Análisis de esfuerzos (σ [MPa]) de la prótesis de cadera sometida a flexión bajo condiciones críticas; Vista del conjunto

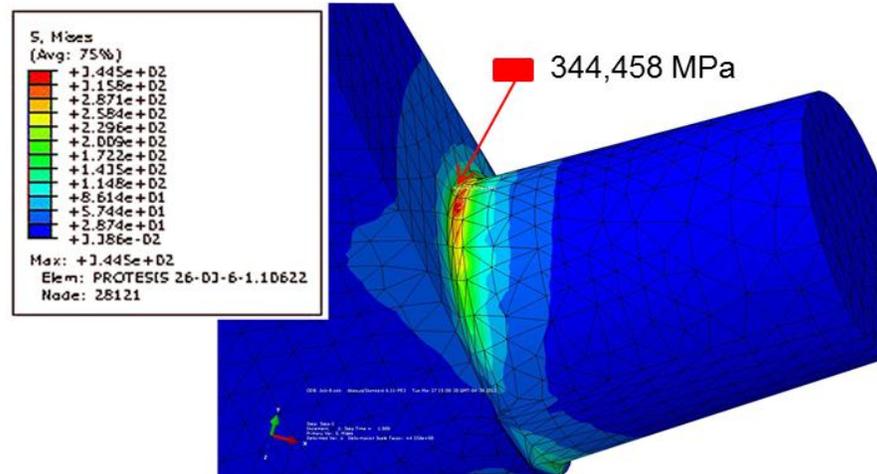


Figura 5.24 Análisis de esfuerzos (σ [MPa]) de la prótesis de cadera sometida a flexión bajo condiciones críticas; Detalle de la concentración de esfuerzos

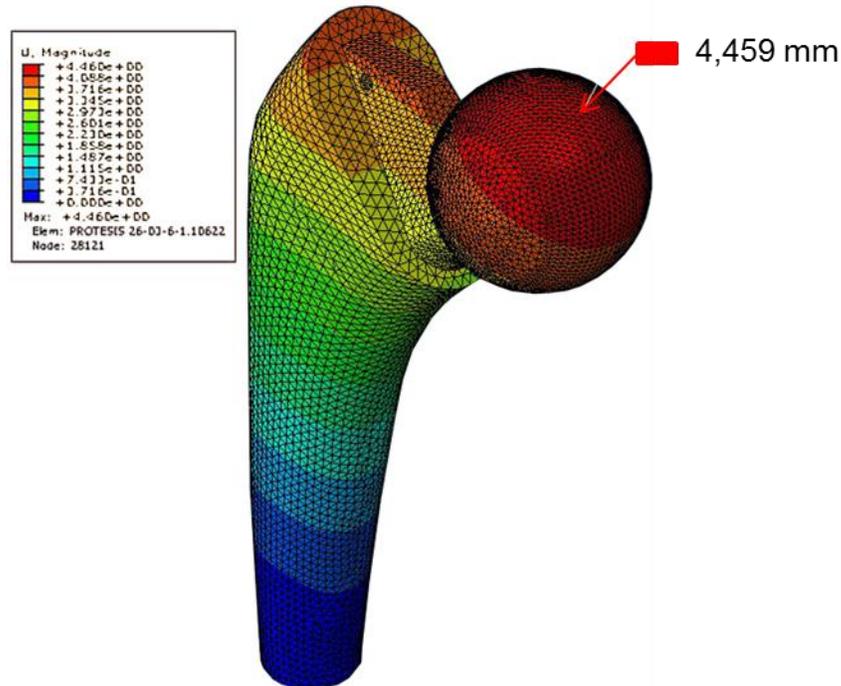


Figura 5.25 Análisis de desplazamientos (U [mm]) de la prótesis de cadera sometida a flexión bajo condiciones críticas

5.7.2 Distribución de esfuerzos a torsión bajo condiciones críticas

Considerando que la torsión producida en la articulación coxofemoral (observada en la figura 5.26) por una persona viene dada en función de un

factor multiplicativo de la carga " $K_2 = 0,48$ " (Maldonado *et al*, 2000). Se obtiene que la carga torsional producida es de 384 N aplicada en la zona lateral de la cabeza femoral de $A_{secc} = 2.363 \text{ mm}^2$, para una presión torsional total de $P_{torsión} = 0,1625 \text{ MPa}$.

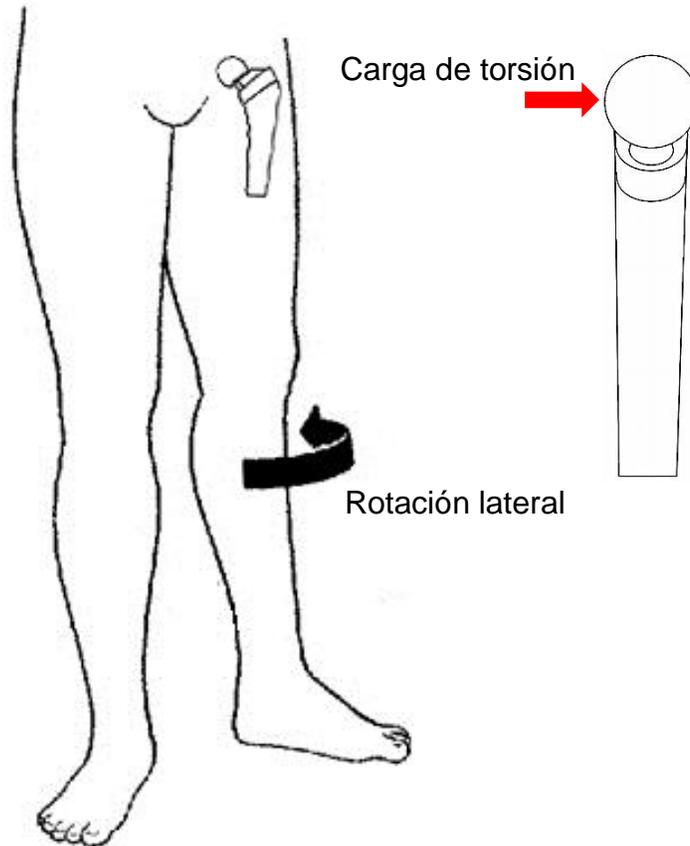


Figura 5.26 Rotación lateral de la cadera en posición de pie
(<http://completehealthacupuncture.com>)

En la figura 5.27 se muestra el esfuerzo máximo producido por dicha torsión (75,51 MPa) el cual se ubica en una de las aristas vivas inferiores del vástago femoral y en la figura 5.28 se observa la deformación máxima (0,855 mm) producida en el tope de la cabeza femoral. Mediante el procedimiento similar de cálculo anterior se logra un factor de seguridad $N = 8,21$, lo cual resulta mucho más alto que el sometido por flexión, lo cual se debe a que la carga generada por torsión es de menor magnitud y está distribuida de manera perpendicular a la carga sometida por flexión.

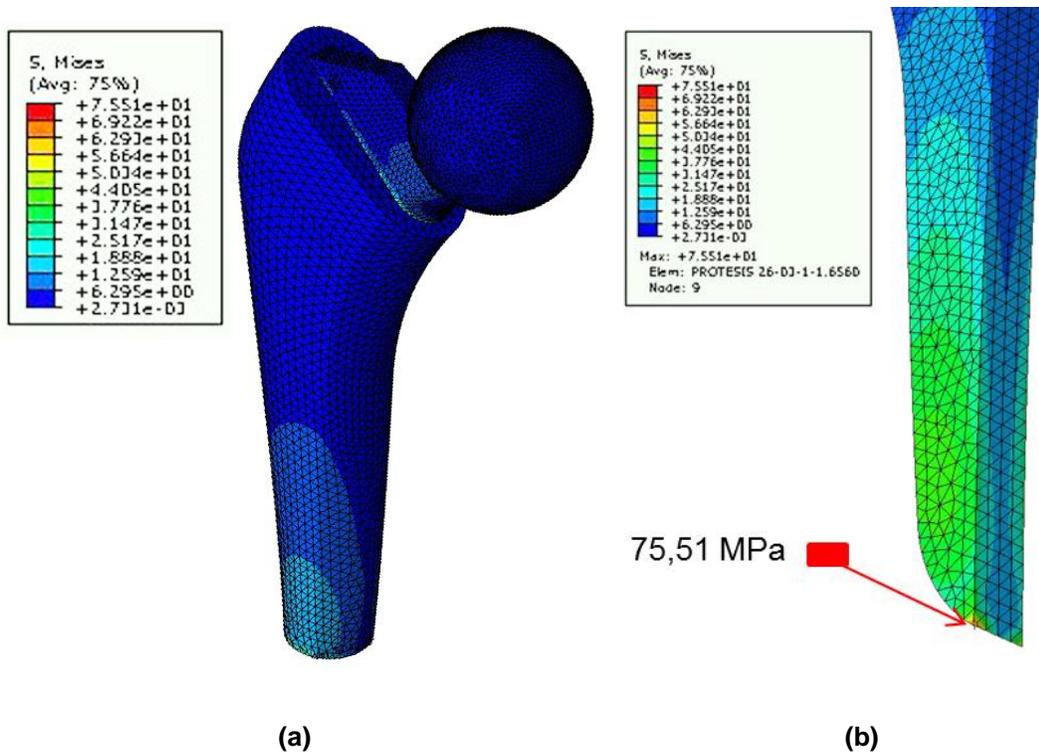


Figura 5.27 Análisis de esfuerzos (σ [MPa]) de la prótesis de cadera sometida a torsión bajo condiciones críticas; (a) Vista del conjunto, (b) Detalle de la concentración de esfuerzos

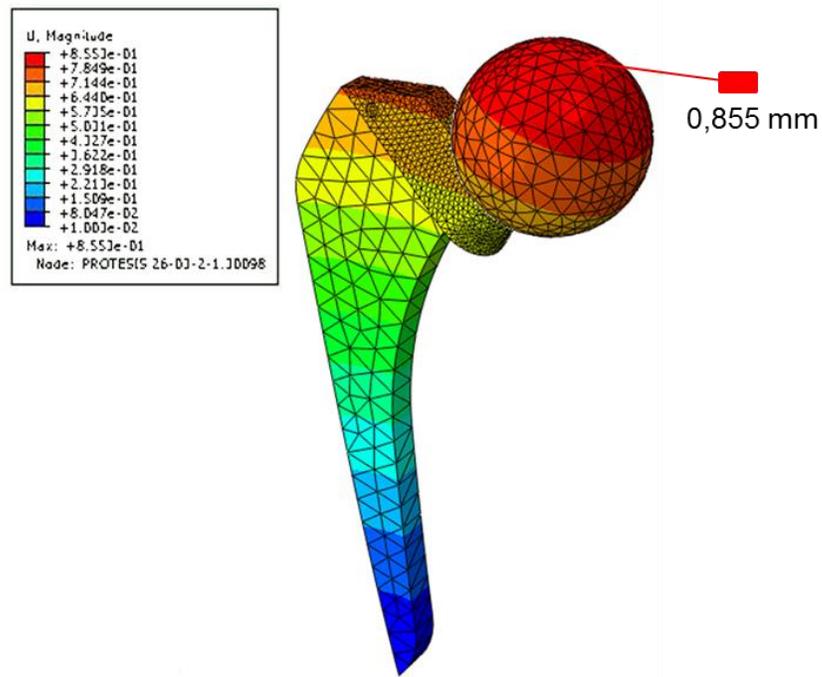


Figura 5.28 Análisis de desplazamientos (U [mm]) de la prótesis de cadera sometida a torsión bajo condiciones críticas

5.7.3 Distribución de esfuerzos combinados bajo condiciones críticas

Siendo ésta la consideración de mayor importancia ya que genera una mayor concentración de presiones ejercidas en el conjunto de la prótesis de cadera, se toman ambos valores de carga; flexión (bajando un escalón) y torsión lateral (rotando el pie 90° aproximadamente) obtenidos anteriormente, como se observa en la figura 5.29.

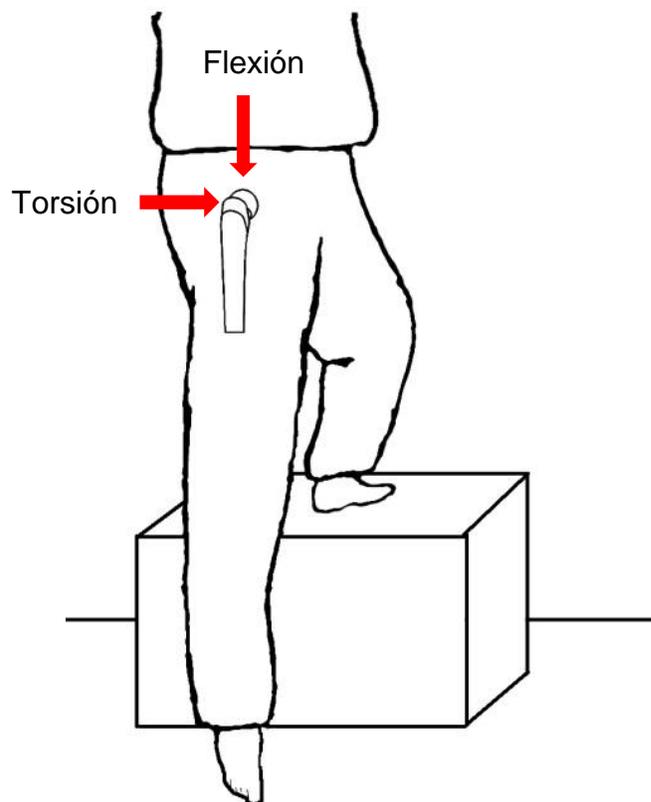
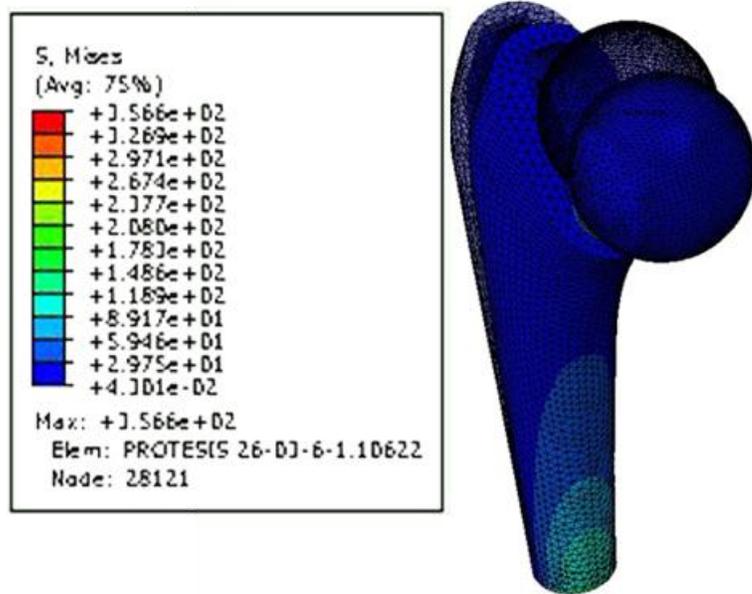


Figura 5.29 Cargas combinadas al bajar un escalón

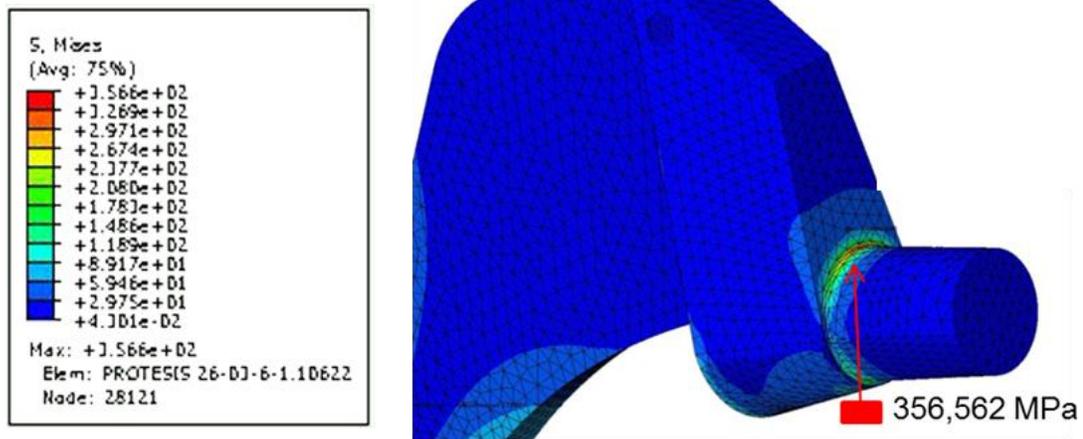
Mediante la combinación de las cargas previamente definidas se obtienen los resultados de concentración de esfuerzos de Von Mises reflejados en la figura 5.30 la cual presenta un máximo valor de 356,562 MPa, además se obtienen los resultados de desplazamiento máximo demostrados en la figura 5.31 el cual arroja un valor 4,463 mm.

Mediante la ecuación 5.7 se obtiene un factor de seguridad $N = 1,74$, el cual resulta el menor de los factores de éste primer estudio, debido a la aplicación

de una mayor magnitud de carga y del ángulo de aplicación de la misma sobre el conjunto de la prótesis de cadera.



(a)



(b)

Figura 5.30 Análisis de esfuerzos (σ [MPa]) de la prótesis de cadera sometida a cargas combinadas bajo condiciones críticas; (a) Vista del conjunto, (b) Detalle de la concentración de esfuerzos

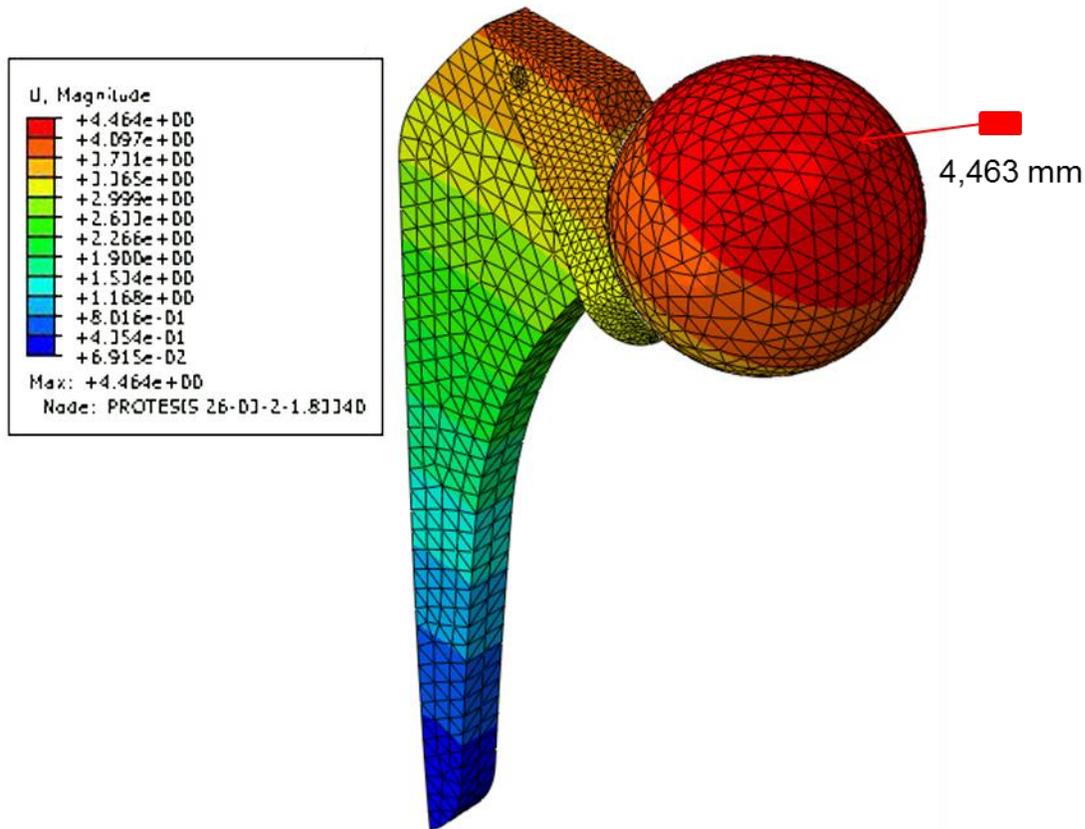


Figura 5.31 Análisis de desplazamientos (U [mm]) de la prótesis de cadera sometida a cargas combinadas bajo condiciones críticas

En la siguiente tabla 5.5 se aprecian los valores de los resultados obtenidos para los ensayos realizados en este primer diseño, con el fin de comparar y hacer denotar que es el ensayo de esfuerzos combinados el que otorga un menor factor de seguridad al diseño y por ende se diagnostica como la condición menos segura de trabajo.

Tabla 5.5 Resultados obtenidos en el análisis para el primer estudio del diseño planteando

	Esfuerzo máximo (MPa)	Desplazamiento (mm)	Factor de seguridad
Flexión	344,458	4,459	1,80
Torsión	75,51	0,855	8,21
Combinado	356,562	4,463	1,74

5.8 OPTIMIZACIÓN DEL DISEÑO

En vista de los resultados obtenidos anteriormente es necesario realizar una optimización del diseño con el objetivo de mejorar la distribución de los esfuerzos, minimizar la cantidad de material e incrementar los valores de coeficientes de seguridad ya que aunque estos valores demuestran que la prótesis no falla bajo cargas críticas estáticas lo resultados fueron bajos considerando que el diseño de este dispositivo contempla una sustitución ósea coxofemoral bajo un modelo analítico para cargas y esfuerzos de precisión aproximada (Norton, 1999), el cual recomienda un factor de seguridad mínimo de 3.

Para lograr tal incremento de seguridad se toma en consideración la modificación de dos especificaciones previas; materiales y forma.

5.8.1 Optimización del material

Una de las maneras de brindar mayor seguridad al dispositivo es obteniendo un material con un mayor esfuerzo de fluencia, esto se logra simplemente aplicando un trabajo o deformación en frío al acero 316L.

Tabla 5.6 Propiedades mecánicas del Acero AISI 316L trabajado en frío (Echavarría, 2003)

E (GPa)	S_y (MPa)	Coef. de Poisson (ν)
200	800	0,3

5.8.2 Optimización de la forma

La optimización de la forma se observa en la figura 5.32 y está orientada a diversos factores:

- Minimizar los concentradores de esfuerzos previos en dos zonas específicas:

Aumentando el diámetro y modificando el borde del cilindro donde se inserta la esfera (1), aplicando un radio de curvatura a los bordes del vástago (2).

- Asegurar la mayor fijación de la prótesis:
Para ello se realizan cuatro perforaciones de diámetro variable en la zona superior y libre de concentración de esfuerzos del vástago femoral (3).
- Eliminando excesos de longitud y peso:
Se recomienda para una primera instalación de prótesis una longitud del vástago de 140 mm, medidas mayores son contempladas para recolocaciones de las mismas, en algunos casos esta medida puede ser de 120 mm pero dependerá del requerimiento especial del paciente.

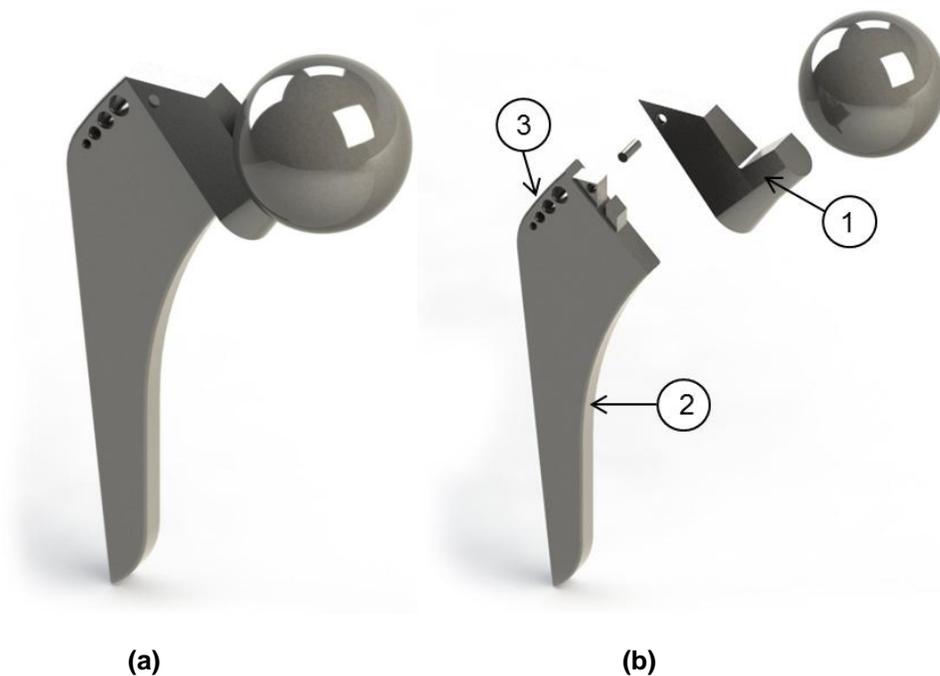


Figura 5.32 Prótesis de cadera optimizada en: (a) Vista lateral, (b) Vista en explosión

La reducción de masa no es tan significativa debido a que la mayor concentración de la misma se encuentra en la cabeza femoral, y dicha pieza debe conservar las medidas y a su vez ser maciza, sin embargo la reducción de la longitud se considera importante debido a que es menor la pérdida de masa ósea generada.

En la tabla 5.7 se aprecian las propiedades físicas de ambos diseños, con el fin de comparar la diferencia entre sus masas, áreas de superficie y volúmenes.

Tabla 5.7 Propiedades físicas de los dos diseños de prótesis propuestos

	Masa (gr)	Volumen (mm ³)	Área de la superficie (mm ²)
Prótesis Normal	545,77	67.992,12	18.379,66
Prótesis Optimizada	530,38	66.099,30	17.673,85

El conjunto del sistema a evaluar será el establecido originalmente tal y como se muestra en la figura 5.33 con la diferencia de que la prótesis ahora se encuentra optimizada y el cemento rellena las nuevas cavidades.

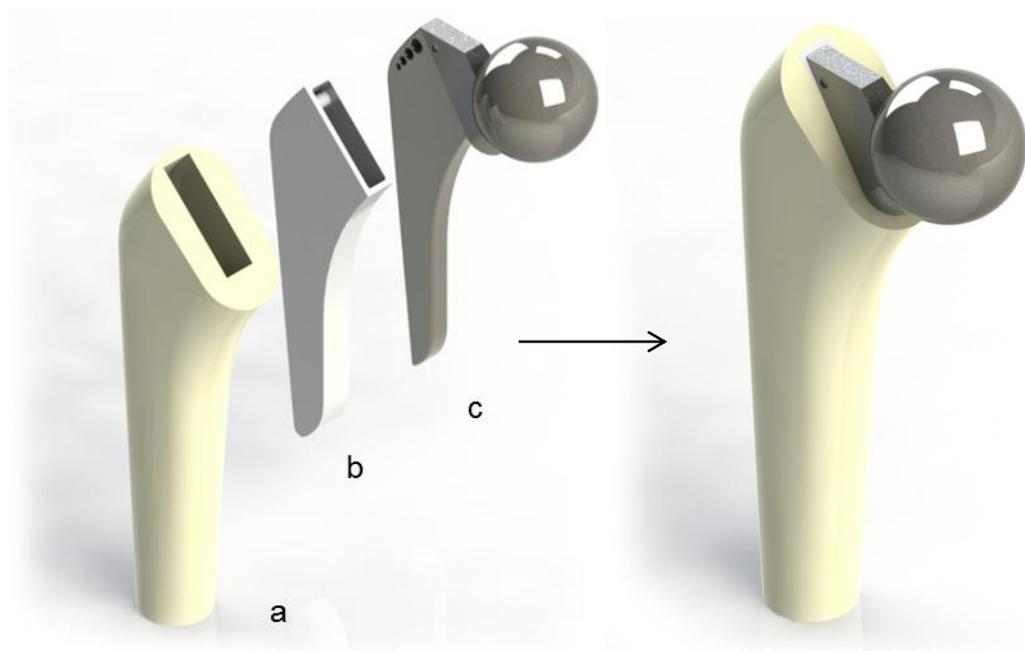


Figura 5.33 Conjunto de Hueso (a), Cemento (b), Prótesis optimizada (c) a evaluar

5.8.3 Discretización de la prótesis optimizada mediante MEF

Una vez modificada la geometría de la prótesis se debe discretizar el modelo de nuevo, ya que nuevas curvas, orificios y formas fueron añadidos al mismo, por lo que se originan una nueva cantidad de elementos y nodos en el volumen de diseño

En la tabla 5.8 se reflejan las nuevas variaciones de cantidad de elementos, esfuerzos máximos equivalentes de Von Mises, desplazamientos y errores porcentuales presentes para cada corrida computacional.

Tabla 5.8 Variación de esfuerzos máximos, deformación y error porcentual respecto al número de elementos

Corrida	Número de Elementos	Esfuerzo máximo (MPa)	Deformación (mm)	Error (%)
1	33489	214,500	4,542	-
2	48135	209,757	4,544	2,261
3	88308	306,553	4,546	31,575
4	175478	287,740	4,548	6,136
5	209877	228,798	4,548	20,484
6	259569	205,992	4,549	9,967
7	322345	205,802	4,549	0,092

Luego, al igual que en el proceso anterior se proceden a graficar los distintos valores de esfuerzos máximos y número de elementos obtenidos para obtener la curva convergente mostrada en la figura 5.34.

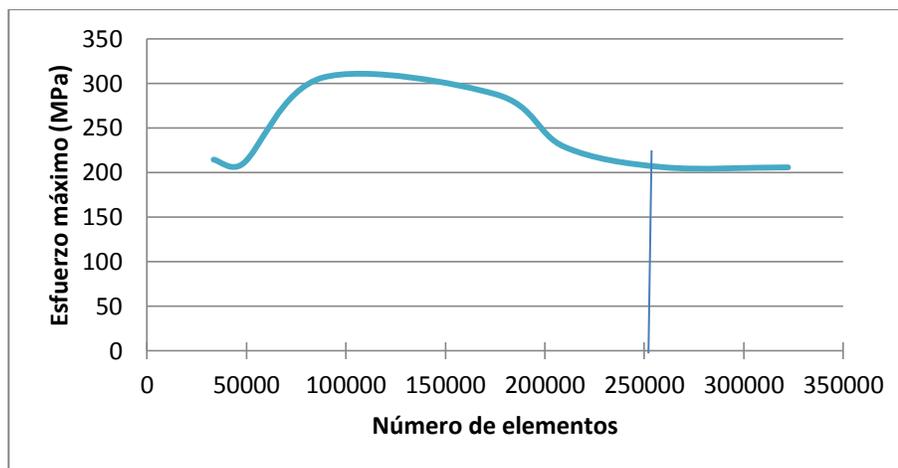


Figura 5.34 Convergencia de resultados optimizados (Esfuerzo máximo vs. Número de elementos)

Obteniendo de esta manera la nueva cantidad óptima de 322.345 elementos y 435.661 nodos para el nuevo análisis.

5.8.4 Distribución de esfuerzos a flexión bajo condiciones críticas en prótesis optimizada

Se utiliza la presión establecida 1,35 MPa en la misma zona utilizada anteriormente para condiciones críticas, con la cual resulta un esfuerzo máximo de 205,802 MPa en donde la reducción de este valor se debe gran parte al cambio de la geometría realizado en la zona de mayor concentración de esfuerzos, lo que distribuye el esfuerzo hacia las extremidades de la zona tal y como se muestra en la figura 5.35. El desplazamiento obtenido es de 4,549 mm se observa que el mismo continua siendo en el tope de la cabeza femoral, pudiéndose observar tal comportamiento en la figura 5.36. De esta manera se obtiene un factor de seguridad mayor de $N = 3,88$, resultando más del doble del factor obtenido por el primer diseño planteado.

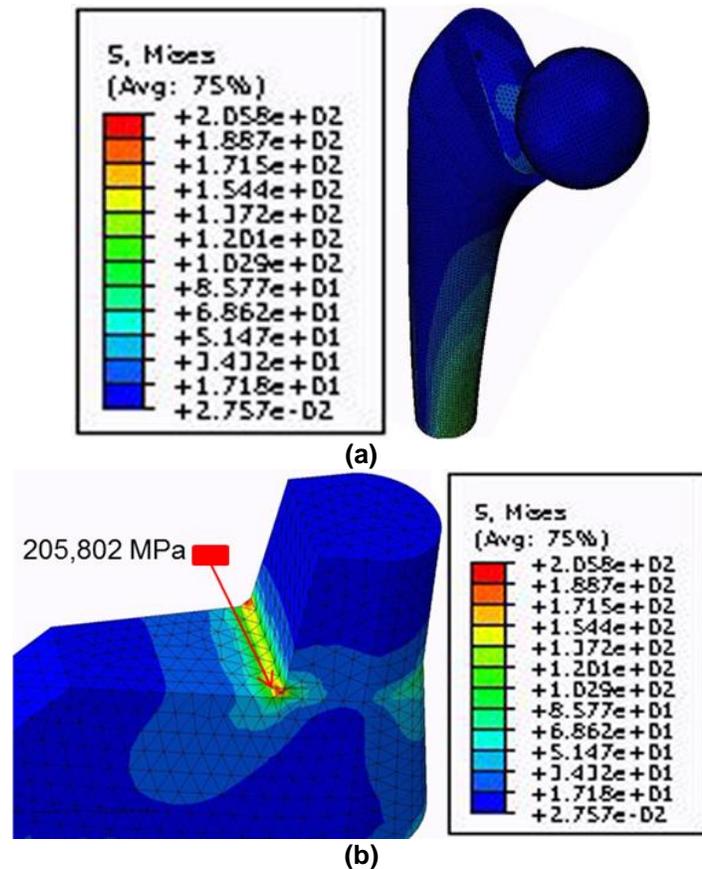


Figura 5.35 Análisis de esfuerzos (σ [MPa]) de la prótesis de cadera optimizada sometida a flexión bajo condiciones críticas; (a) Vista del conjunto, (b) Detalle de la concentración de esfuerzos

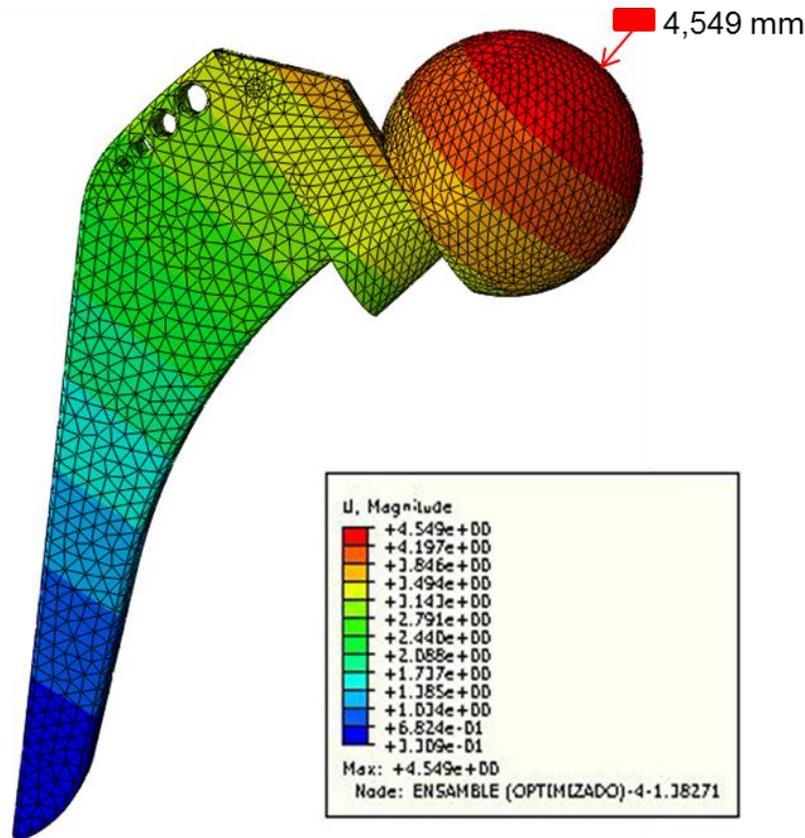


Figura 5.36 Análisis de desplazamientos (U [mm]) de la prótesis de cadera optimizada sometida a flexión bajo condiciones críticas

5.8.5 Distribución de esfuerzos a torsión bajo condiciones críticas en prótesis optimizada

Aplicando la presión previamente definida en el ensayo a torsión del primer diseño $P_{torsión} = 0,1625 \text{ MPa}$ se obtiene que para la nueva prótesis optimizada la concentración de esfuerzos de Von Mises disminuye de gran manera, siendo este nuevo valor de 24,248 MPa. Como se muestra en la figura 5.37 la concentración del máximo esfuerzo sigue situado en una de las aristas del extremo inferior derecho del vástago femoral. En la figura 5.38 se logra ver que la deformación máxima es de 0,867 mm y reside en la misma cabeza femoral, logrando un factor de seguridad mucho más alto $N = 18,08$, lo que corrobora que la torsión no afecta significativamente en el comportamiento mecánico –

elástico de la prótesis de cadera, sin embargo, su aparición se hace notar cuando se combina con una carga a flexión.

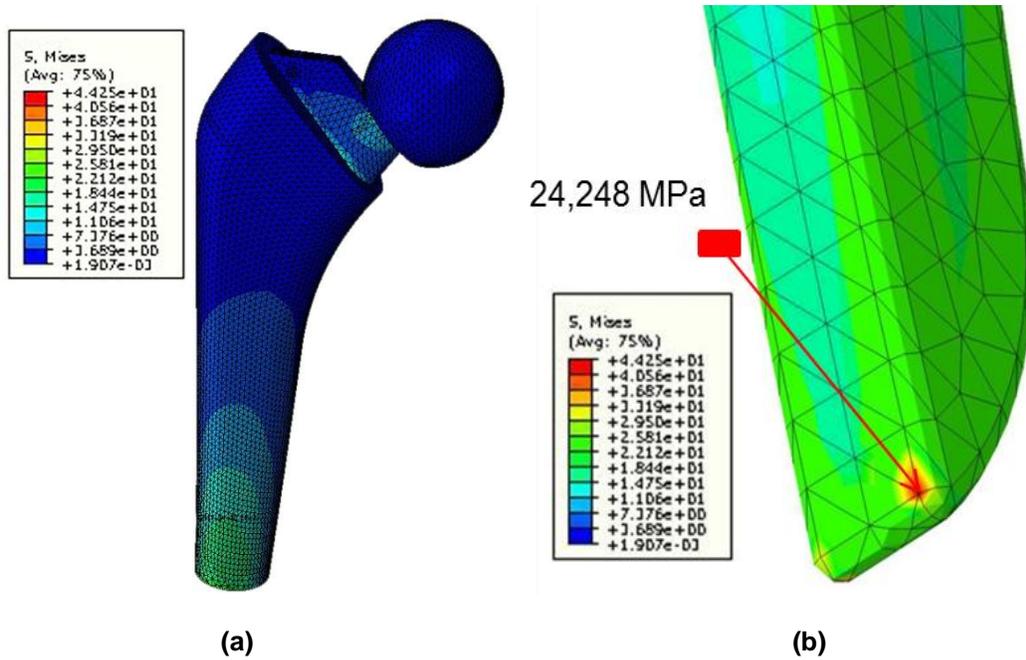


Figura 5.37 Análisis de esfuerzos (σ [MPa]) de la prótesis de cadera optimizada sometida a torsión bajo condiciones críticas; (a) Vista del conjunto, (b) Detalle de la concentración de esfuerzos

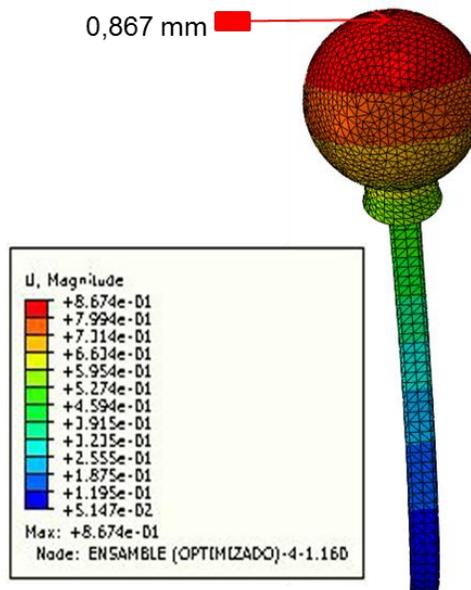


Figura 5.38 Análisis de desplazamientos (U [mm]) de la prótesis de cadera optimizada sometida a torsión bajo condiciones críticas

5.8.6 Distribución de esfuerzos combinados bajo condiciones críticas en prótesis optimizada

De igual forma se considera esta distribución de esfuerzos como la de mayor importancia, en la cual se toman ambos valores de carga (flexión y torsión bajo condiciones críticas pero para la pieza ya optimizada) previamente definidos en las secciones correspondientes y se obtienen los resultados de concentración de esfuerzos reflejados en la figura 5.39 (320,716 MPa) y de deformación máxima en la figura 5.40 (4,571 mm) y se obtiene un factor de seguridad $N = 2,5$, en donde de manera ya esperada este es el menor valor obtenido entre los ensayos realizados pero se observa que el mismo tuvo un incremento de 0,76 unidades con respecto al diseño anterior.

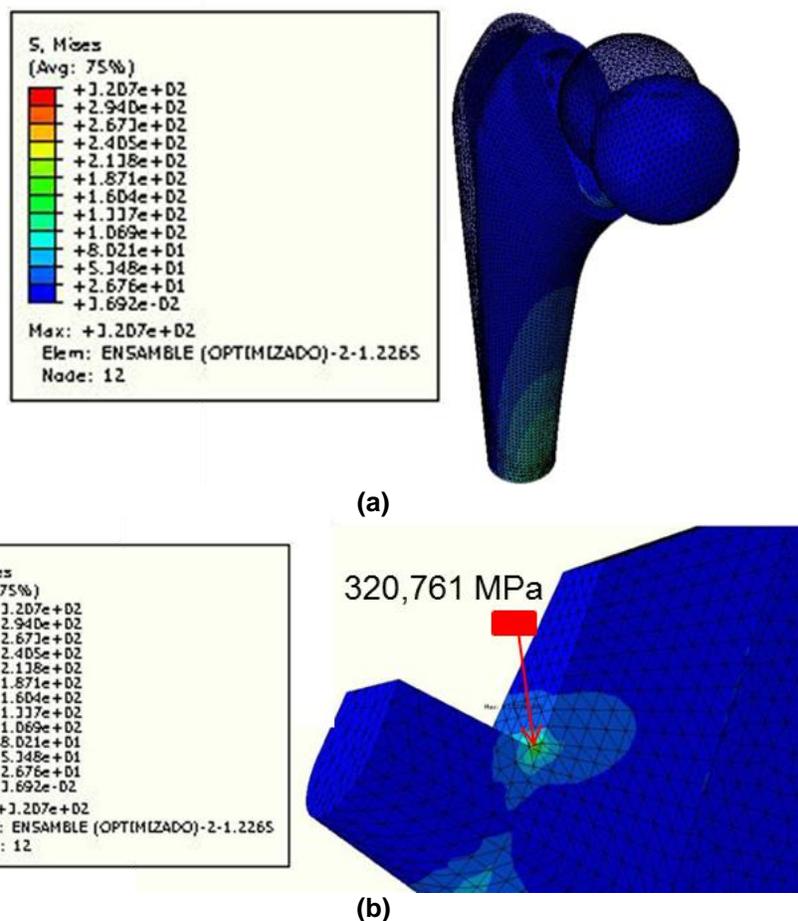


Figura 5.39 Análisis de esfuerzos (σ [MPa]) de la prótesis de cadera optimizada sometida a cargas combinadas bajo condiciones críticas; (a) Vista del conjunto, (b) Detalle de la concentración de esfuerzos

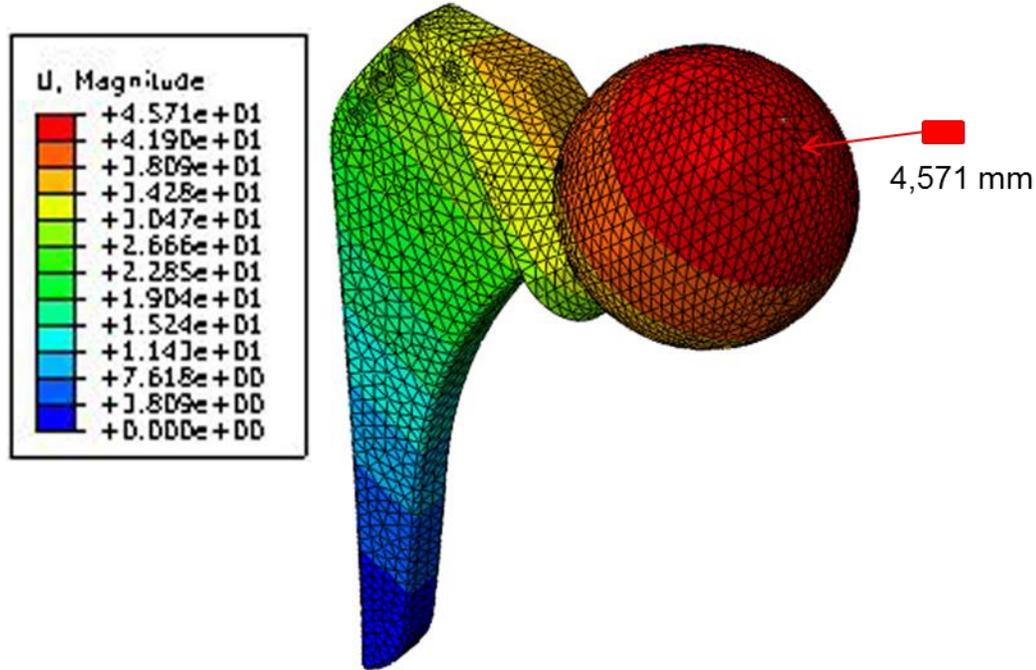


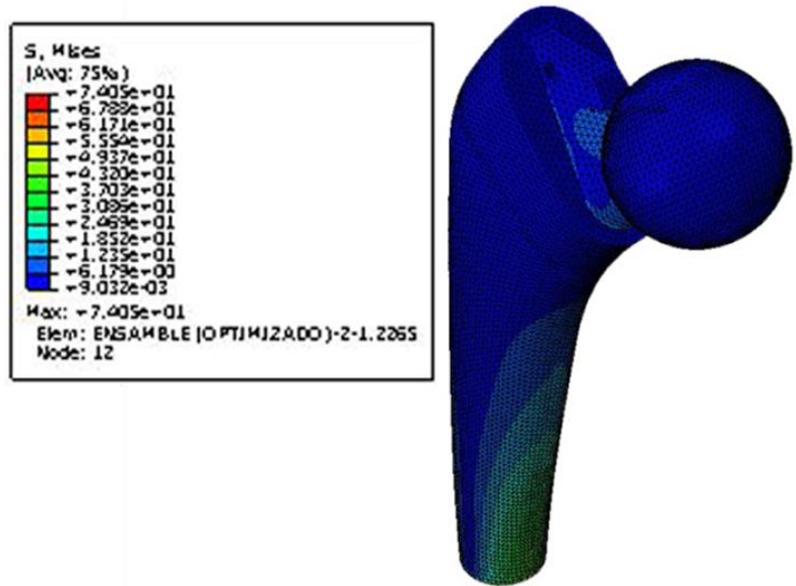
Figura 5.40 Análisis de desplazamientos (U [mm]) de la prótesis de cadera optimizada sometida a cargas combinadas bajo condiciones críticas

5.8.7 Distribución de esfuerzos a flexión bajo condiciones normales en prótesis optimizada

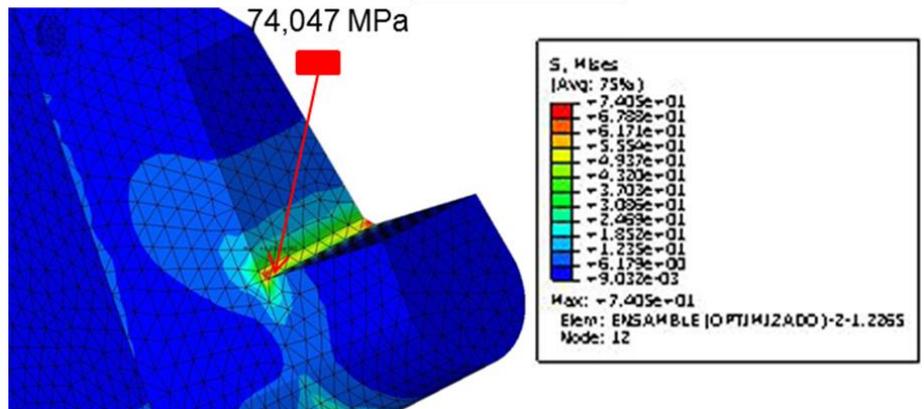
A continuación se afirma la optimización del diseño bajo condiciones operativas de una carga normal con los resultados obtenidos mediante la fase media de marcha de una persona con un peso promedio de 80 Kg y con un ángulo de inclinación de la fuerza de 80° aproximadamente respecto al eje horizontal, en donde la relación de dicha carga entre la superficie de contacto de la cabeza femoral es de 0,8734 MPa (una presión normal), para lo que se obtiene un esfuerzo máximo de Von Mises y un desplazamiento bastante bajo en comparación a los esfuerzos obtenidos a flexión bajo condiciones críticas anteriores; dicho valores fueron de 74,047 MPa (ver figura 5.41) y 0,651 mm (ver figura 5.42) respectivamente.

Logrando de la siguiente manera un factor de seguridad de $N = 10,80$, en comparación a los calculados en las condiciones de carga anteriores.

Los resultados obtenidos en este ensayo certifican que la prótesis de cadera no fallará por carga estática si ésta se encuentra sometida exclusivamente a trabajo bajo condiciones normales de carga (ciclo de marcha o en posición de apoyo).



(a)



(b)

Figura 5.41 Análisis de esfuerzos (σ [MPa]) de la prótesis de cadera optimizada sometida a flexión bajo condiciones normales; (a) Vista del conjunto, (b) Detalle de la concentración de esfuerzos

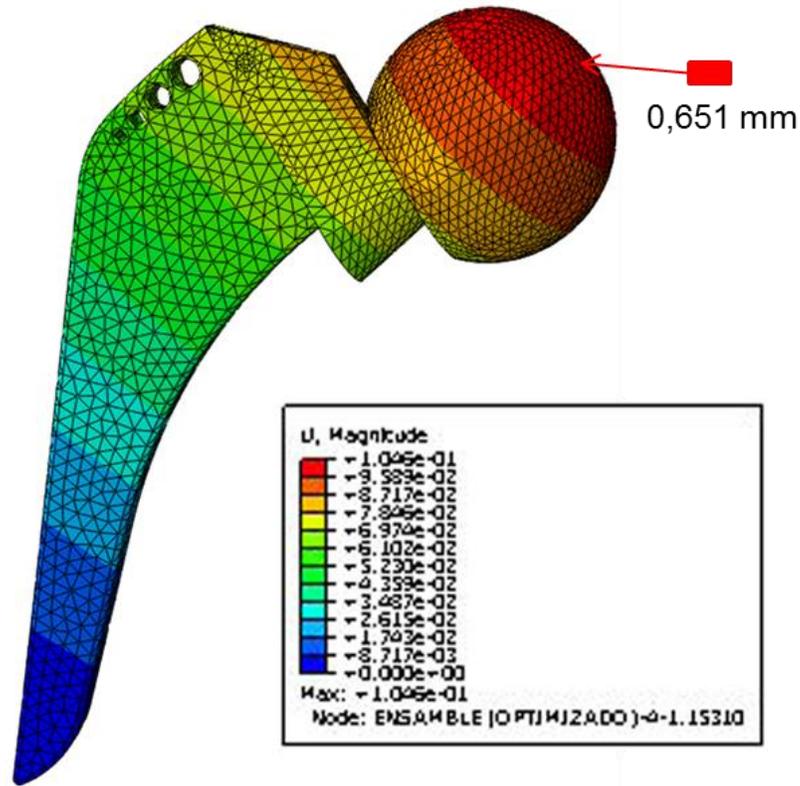
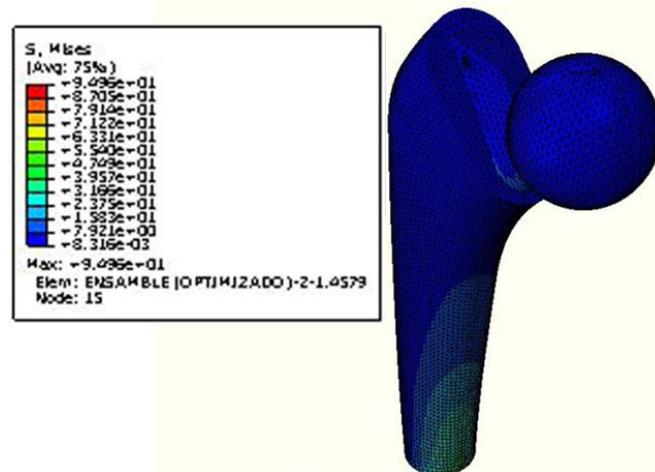


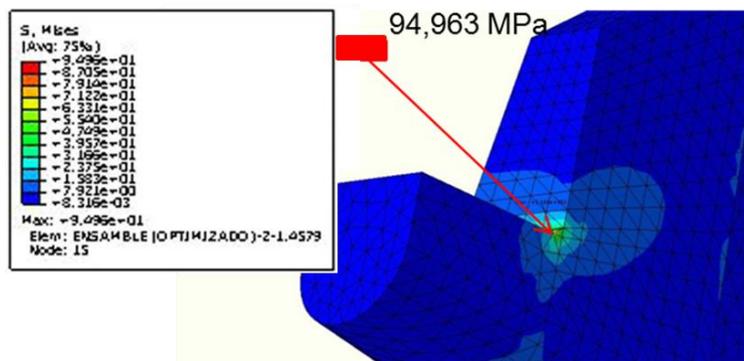
Figura 5.42 Análisis de desplazamientos (U [mm]) de la prótesis de cadera optimizada sometida a flexión bajo condiciones normales

5.8.8 Distribución de esfuerzos combinados bajo condiciones normales en prótesis optimizada

Se estudian los esfuerzos y desplazamientos producidos en la prótesis y en el hueso femoral para demostrar de manera definitiva la factibilidad del nuevo diseño como todo un conjunto completo, evaluando el ensamble con una nueva distribución de cargas combinadas de flexión y torsión bajo condiciones de uso normal. Las presiones para realizar el siguiente análisis son 0,874 MPa para flexión y 0,1625 MPa para torsión. Mediante el análisis se logra obtener un esfuerzo máximo en la misma zona crítica pero esta vez con un valor mucho menor en comparación al valor obtenido bajo carga crítica, el cual ahora es de 94,963 MPa (ver figura 5.43) y un desplazamiento de 0,707 mm (ver figura 5.44), logrando un $N = 8,42$.



(a)



(b)

Figura 5.43 Análisis de esfuerzos (σ [MPa]) de la prótesis de cadera optimizada sometida a cargas combinadas bajo condiciones normales; (a) Vista del conjunto, (b) Detalle de la concentración de esfuerzos

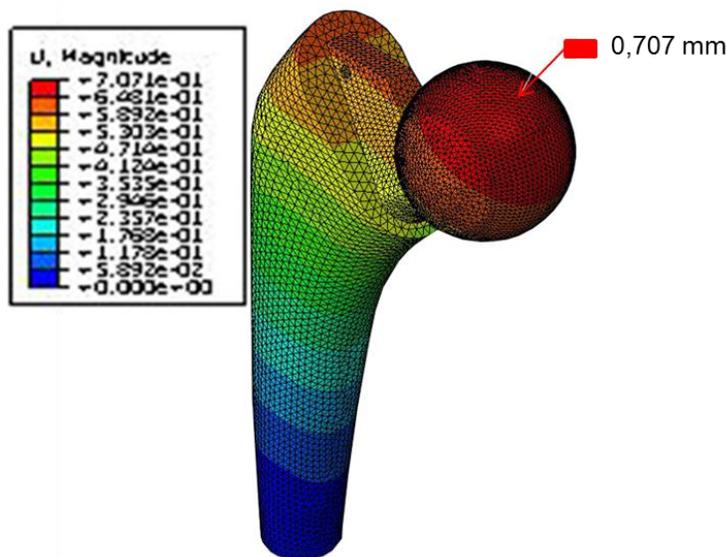


Figura 5.44 Análisis de desplazamientos (U [mm]) de la prótesis de cadera optimizada sometida a cargas combinadas bajo condiciones normales

Se evalúa el comportamiento de la sección de hueso femoral simulada, la cual se tomó con las propiedades de hueso cortical, considerando la remoción completa de hueso esponjoso interno. Bajo estas condiciones, con la aplicación de las mismas cargas combinadas se obtiene un esfuerzo máximo de 20,363 MPa (ver figura 5.45) que con el esfuerzo de fluencia de dicho hueso femoral $S_y = 354 \text{ MPa}$ (Alvarado, 2004). Se obtiene un $N = 17,38$ lo que diagnostica que la prótesis no se encuentra sobredimensionada y no afecta de alguna manera en la resistencia del hueso.

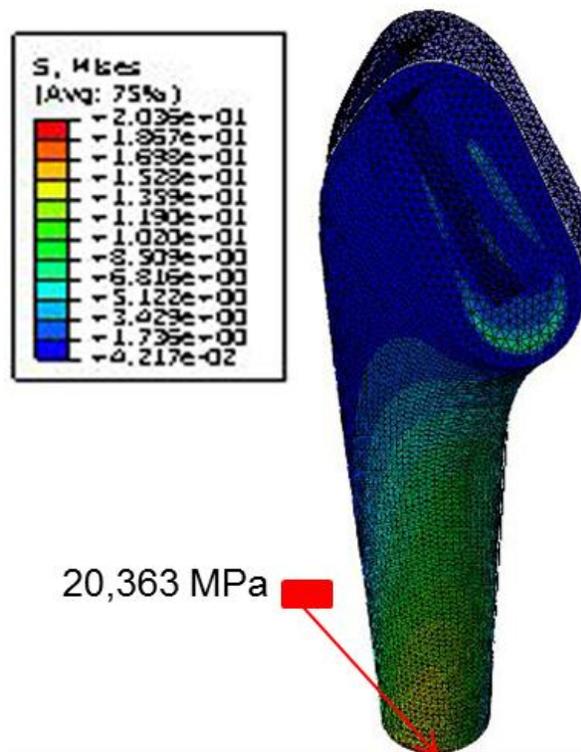


Figura 5.45 Análisis de esfuerzos (σ [MPa]) del hueso femoral sometido a cargas combinadas bajo condiciones normales

5.9 RESULTADOS OBTENIDOS

A continuación se hace una recopilación de los todos los resultados obtenidos en cada uno de los análisis realizados anteriormente, los cuales se ilustran la tabla 5.9, con el fin de poder evaluar cada uno de ellos con mayor detenimiento y comparar los esfuerzos y deformaciones máximas generadas

para cada modelo de prótesis (la planteada originalmente y la optimizada), además de cada uno de los factores de seguridad obtenidos.

Tabla 5.9 Comparación de todos los resultados obtenidos en el análisis para: el primer diseño planteando (A) y el diseño optimizado (B)

		Esfuerzo máximo (MPa)		Desplazamiento (mm)		Factor de seguridad	
		A	B	A	B	A	B
Carga crítica	Flexión	344,458	205,802	4,459	4,548	1,80	3,88
	Torsión	75,51	24,248	0,855	0,867	8,21	18,08
	Combinado	356,562	320,716	4,463	4,571	1,74	2,50
Carga normal	Flexión	-	74,047	-	0,651	-	10,80
	Torsión	-	24,248	-	0,867	-	18,08
	Combinado	-	94,963	-	0,707	-	8,42

De la tabla anterior se puede concluir de una manera más adecuada que la prótesis optimizada tiene un mejor comportamiento ante las mismas condiciones de carga que la prótesis planteada originalmente. Además se observa y asegura de que el hueso no falla por ninguna tensión cortante.

CAPÍTULO 7

Conclusiones y Recomendaciones

En el siguiente capítulo se muestran las conclusiones finales del trabajo y las recomendaciones generadas a lo largo del desarrollo de la investigación que pueden ser útiles en futuros trabajos relacionados con el diseño de prótesis de cadera.

7.1 CONCLUSIONES

- A través de la presente investigación se logra identificar la mejor alternativa de dispositivo de sustitución coxofemoral, tomando en cuenta ciertas características importantes de diseño y fabricación, recordando que la misma debe estar orientada a la población adulta bajo ciertas especificaciones básicas como lo son el peso de 80 Kg y la altura de 170 cm de una persona promedio, a su vez cumplir una sustitución económica, con mayor disponibilidad y seguridad en el tiempo.

- Se escoge el acero inoxidable 316L como el material del cual estará hecha la prótesis debido a sus altas propiedades de biocompatibilidad, altas capacidades de carga y resistencia a la fatiga, además de ser el material de mayor disponibilidad y menor costo entre los posibles materiales aceptados para el diseño en el mercado venezolano.

- Se plantean tres alternativas de solución para escoger entre uno de ellos el que mejor se adapte a los parámetros propuestos, de esta manera la endoprótesis parcial cementada fue la solución seleccionada, la cual se insertó en un revestimiento de polimetilmetacrilato y posteriormente dentro del orificio del hueso femoral para realizar las simulaciones y análisis de la prótesis como todo un conjunto completo.

- El cálculo de la carga y área de aplicación de la misma resultó el parámetro fundamental de generación de esfuerzos máximos y deformaciones en la prótesis. Para una primer diseño se aplicaron unas series cargas críticas en superficies de contacto extremas (en la fase de bajar un alto escalón de manera lateral), con lo que el menor coeficiente de seguridad que se obtuvo fue de 1,74 (como resultado de la combinación de las cargas críticas) lo cual es un valor seguro evaluando las condiciones no recomendadas por los traumatólogos a la que fue diseño, sin embargo el valor es un tanto bajo para ser recomendado por la federación médica, por lo cual se procede a optimizar dicho diseño.

- En la fase de optimización se disminuyeron los concentradores de esfuerzos (con un segundo propósito de disminuirle peso al diseño), se adicionaron orificios para asegurar la adherencia del diseño al cemento y se redujo 20 mm la longitud del vástago, lo cual resultó un muy leve aumento en el desplazamiento de la prótesis bajo las mismas cargas y condiciones estudiadas en el primer diseño, pero el nuevo máximo esfuerzo combinado obtenido fue un 10 % menor, anexo al cambio de proceso de fabricación del acero 316L el cual se establece como trabajado al frío para aumentar su esfuerzo de fluencia, se logró un aumento del coeficiente de seguridad de un 30,4 % siendo ahora $N = 2,5$.

- La exposición a condiciones de carga críticas como las evaluadas anteriormente están prohibidas para cualquier paciente que haya sido sometido a una operación del tipo de sustitución coxofemoral, debido a esto; se realizó un estudio en donde las cargas y las superficies de contacto fueron las normales establecidas en la fase media de la marcha de una persona común de

igual 80 kg de peso, con la cual se obtuvieron excelentes resultados en cuanto a los esfuerzos y deformaciones producidas en la prótesis. Los resultados obtenidos fueron menores en un 70,04 % para los esfuerzos y un 84,45% para los desplazamientos, dando como resultado un nuevo menor factor de seguridad de 8,42. Luego, mediante el mismo análisis se corroboró el no sobredimensionamiento de la prótesis evaluando los esfuerzos producidos en el hueso femoral para el cual se obtuvo un coeficiente de seguridad de 17,38 dando como resultado una combinación perfecta entre el diseño, el cemento y el hueso en cuanto capacidades de elasticidad y de carga.

- Se obtuvo una respuesta positiva en cuanto al proceso de fabricación del diseño escogido, la tecnología requerida se encuentra disponible en varias metalmecánicas del país, incluyendo en dentro del recinto de la Universidad de Carabobo se encuentra disponible un centro de mecanizado CNC el cual brinda la opción de elaborar ciertas piezas del conjunto, siendo necesarias ciertas operaciones de acabado superficial y secciones específicas que requieren de un operario con experiencia. Para lograr el objetivo de validación tecnológica a plenitud se elaboró el conjunto de operaciones necesarias para mecanizar cada una de las piezas en su totalidad mediante el programa computacional SolidCAM, cuyos códigos se encuentran disponibles en la copia digital del presente trabajo, sin embargo en los anexos se reflejan una gran parte de los mismos con el fin ilustrar las interpretaciones dadas a la máquina.

- Evaluando los costos necesarios para fabricar la prótesis parcial de cadera, los cuales son; costos por material y por mecanizado, se logra obtener un monto total de Bs. 1.087,84, en comparación a la prótesis de menor valor comercial distribuida a nivel nacional resulta un 71,37% más económica. Lo que concluye una factibilidad económica sustentable tomando en consideración el alto costo que implica el proceso mecanizado de una sola prótesis y las pérdidas de material acarreadas en el proceso.

7.2 RECOMENDACIONES

- Modificar el diseño adicionando nuevas formas, orificios o expandiendo los ya existentes para aumentar la seguridad en la fijación del mismo al cemento dentro de la cavidad femoral.

- Aunque la tendencia de falla de éste tipo de prótesis es de 5×10^6 ciclos, se recomienda un ensayo de fatiga del mismo bajo cargas operativas normales para estimar su duración y de tal manera asegurar que el diseño supera el tiempo mínimo promedio que duran las prótesis cementadas insertadas en el paciente el cual es de 20 años.

- Realizar un estudio de los esfuerzos generados en el PMMA insertado en el conjunto evaluado en la investigación, para así corroborar la resistencia del mismo bajo las cargas ya aplicadas.

- Evaluar el mismo diseño con otros materiales metálicos como aleaciones Co-Cr y aleaciones de titanio, a su vez evaluar el recubrimiento con otro material polimérico como el UHMWPE (Ultra High Molecular Weight).

- Redondear los bordes rectos internos dentro de la cabeza femoral, pieza base y en la parte superior del vástago femoral, para evitar el proceso extra de limado, brochado o electroerosión, y simplificar el mecanizado a fresado y torneado por control numérico.

- Estudiar la posibilidad de una fabricación masiva del diseño, evaluando la oferta y demanda existente en el país para aumentar la diferencia real entre los dispositivos fabricados en el exterior y el diseñado en la presente investigación y de manera siguiente ampliar la factibilidad económica del dispositivo.

REFERENCIAS

- **Referencias Bibliográficas**

- Cañizo R., Torres Marcos., Cruz E., Pineda J. (2010). Análisis experimental del desgaste entre UHMWPE y acero inoxidable 316L empleados en la manufactura de prótesis coxofemorales; *Revista Colombiana de Biotecnología* **7**: 67-68.
- Carnicero, A., (2008). Apuntes teóricos. Introducción al Método de Elementos Finitos. Pp. 8-12.
- Charles M. N., Bourne R. B., Davey J. R., Greenwald A. S., (2004). Soft-tissue balancing of the hip: the role of femoral offset restoration. *American Academy of Orthopaedic Surgeons* **85**: 1-2.
- Chevalier, A., (1979). *Dibujo Industrial*, Montaner y Simón, S.A. Barcelona Pp. 49-60.
- Cilingir, Ahmet C., Ucar, V., Kazan, R., (2007). Three-dimensional anatomic finite element modelling of hemi-arthroplasty of human hip joint. *Trends Biomaterials Artif. Organs*. **21**: 65.
- Claramunt, R., Rincón, E., Zubizarreta V., Ros A. (2001). Un método numérico-experimental para el análisis comparativo de prótesis articulares. *Revista Metalmeccánica de Madrid* **37**: 269.

- Durán Sarmiento, María J., (2008). Apuntes de Anatomía y biomecánica de la cadera. San Cristóbal – Venezuela.
- Echavarría Alejandro, (2003). Una perspectiva de los biomateriales vista desde un diseño específico: La Prótesis de Cadera. *Revista Facultad de Ingeniería Universidad de Antioquia* **30**: 90-107.
- Feng Liu, Zhongmin Jin, Roberts P. and Grigoris P. (2006). Importance of head diameter, clearance, and cup wall thickness in lastohydrodynamic lubrication analysis of metal-on-metal hip resurfacing rosthesis; *Proc IMechE* **220**: 695.
- García Luis., Herrera Antonio., Panisello J., Cegoñino José, (2002). Long-term study of bone remodelling after femoral stem: A comparison between dexa and finite element simulation, *Department of Orthopedic Surgery and Traumatology* **26**: 55.
- Gómez, F. J., Valiente, A., Elices, M., (2001). Aplicación de la teoría de la fisura cohesiva al PMMA y determinación de su curva de ablandamiento. *Anales de Mecánica de la Fractura* **18**: 349.
- Lledó, Jordi Boronat, (2008). Trabajo de grado. *Análisis de refuerzos trapezoidales para embarcaciones de recreo mediante elementos finitos*. Departamento de Tecnología Naval. Universidad de Cartagena. Cartagena-Colombia. Pp. 18
- Maldonado, A., Bendayan, J., Cerrolaza, M. (2000). Análisis tridimensional comparativo de la respuesta de prótesis de cadera mediante elementos finitos. *Revista internacional de Métodos Numéricos para Cálculo y Diseño en Ingeniería* **16**: 395 – 420.
- Mazzucchelli R., Esteban, (2008). *Monografías médico - quirúrgicas del aparato locomotor*. Editorial Masson. España Pp. 122-129.

- Norton, Robert L., (1999). *Diseño de máquinas*. Editorial Pearson. Pp. 21
- Oldani C. R. y Domínguez A. A. (2010). Simulación del comportamiento mecánico de un implante de cadera. *XV Congreso Argentino de Bioingeniería*, Universidad Nacional de Córdoba, Argentina. Pp. 1-3.
- Pacheco, A., (2012). Entrevista personal. Hospital Central de Carabobo, Carabobo – Venezuela.
- Quintero, M., (2012) Entrevista personal. Clínica Los Jarales de San Diego, Carabobo – Venezuela.
- Relloso M. (2009). Apuntes titulados: *Miembro inferior, Articulación coxofemoral*. Universidad Abierta Interamericana.
- Shigley, Joseph E., Mischke, Charles R. (2001), *Diseño en ingeniería mecánica*. Quinta Edición. McGrawHill. Pp: 276
- Simões J. A. y Marques A. T. (2004). Design of a composite hip femoral prosthesis, Departamento de Engenharia Mecanica. *Universidade de Aveiro*, Aveiro 3810-193. Portugal.
- Valero Eduardo F. (2004). Tesis Doctoral. *Aportaciones al estudio de las máquinas eléctricas de flujo axial mediante la aplicación del Método de los Elementos Finitos*. Facultad de Ingeniería Eléctrica. UPC. Pp. 112, 120-122.
- Zienkiewicz y Taylor. (1994). *El Método de los Elementos Finitos*, CIMNE Mc Graw Hill. Pp. 5-7.
- **Referencias Web**
 - Fracturas de cadera y algunas definiciones, (2010). Texto disponible en: http://www.saludalia.com/Saludalia/servlets/contenido/jsp/parser.jsp?nombre=doc_fracturas_cadera_anciano

- Gilo Francisco, (2008). Artículo Artrosis de cadera:
<http://www.elblogdepacogilo.blogspot.com>.
- Gugliemone, Oscar, Artículo de Banco de Prótesis, *Centro Quirúrgico*:
http://www.bancodeprotesis.com/espanol/varios/cadera_ampliacion.asp.
- Imagen de ciclo de marcha:
http://www.chiro.org/ACAPress/Body_Alignment_Figure19.jpg.
- Imagen de detalle de la carga en la fase media de la marcha:
http://www.dartmouth.edu/~humananatomy/figures/chapter_18/18-3_files/IMAGE002.JPG.
- Imagen de la zona de unión de los huesos sacros e iliacos:
<http://www.sciaticcure.com>.
- Imagen de planos y ejes de movimiento:
<http://anatomica10.galeon.com/productos1844134.html>.
- Imagen de prótesis de cadera según su anclaje:
<http://www.zimmerindia.com/>.
- Imagen de prótesis extraída con material óseo adherido a la superficie:
<http://www.cirugiaarticular.com/protesis/cadera/>.
- Imagen de prótesis total de cadera: <http://evertsmith.com/innovations>.
- Imagen de Rotación lateral de la cadera en posición de pie:
<http://completehealthacupuncture.com/wp-content/uploads/2010/08/foot-rotation.jpg>
- Mahiques, A., (2010). CTO-AM, Artículo e imágenes de cadera:
<http://www.cto-am.com/cadera.htm>.

SINOPSIS DEL PROYECTO DE GRADO

TÍTULO DEL TRABAJO:

DISEÑO DE UNA PRÓTESIS DE CADERA

FECHA DE APROBACIÓN DEL TG-II: _____

FECHA DEL EX. FINAL: _____

FECHA DE ENTREGA DE EJEMPLARES DEFINITIVOS A DIRECCIÓN DE ESCUELA:

SINOPSIS:

Esta investigación presenta el diseño de una prótesis de cadera con el uso una herramienta CAD para luego reportar los resultados obtenidos al efectuar un análisis comparativo de las tensiones que se producen cuando se introduce dicha prótesis parcial de cadera en el fémur humano, con el fin de reemplazar la articulación coxofemoral. Los análisis se realizan por el Método de Elementos Finitos (MEF) de la interacción hueso-cemento y cemento-prótesis con el uso del software Abaqus/CAE. Se analiza igualmente el acero quirúrgico 316L así como varios casos de carga biológicos a los cuales estará sometido el implante durante su vida útil. Posteriormente, se propone una nueva geometría distal del implante, a fin de reducir las tensiones cortantes en las interfaces del mismo.

Por último se lleva a cabo un estudio de factibilidad económica y tecnológica en el cual se evalúa la sustentabilidad de la fabricación y comercialización de la prótesis de cadera propuesta en el mercado venezolano.

CÉDULA DE IDENTIDAD

20.162.355

NOMBRES

Henry Cabello

FIRMA

PROFESOR GUÍA: Brizeida Gámez

JURADO: José Velasco

JURADO: David Ojeda

ANEXOS
