





UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE BAJA CALIFORNIA

FACULTAD DE INGENIERÍA, CAMPUS MEXICALI  
MAESTRÍA Y DOCTORADO EN CIENCIAS E INGENIERÍA

MODELADO Y DISEÑO DE UNA PRÓTESIS DE CADERA POR  
MEDIO DE ELEMENTO FINITO

## TESIS DOCTORAL

QUE PARA OBTENER EL GRADO DE:  
DOCTOR EN CIENCIAS

PRESENTA:

M.C. MANUEL GUZMÁN HERRERA

DIRECTOR DE TESIS:

DR. EMMANUEL SANTIAGO DURAZO ROMERO

CODIRECTOR DE TESIS:

DR. ALEJANDRO SEBASTIÁN ORTIZ PÉREZ

MEXICALI, B.C.

12 DE OCTUBRE, 2022

# **Modelado y diseño de una prótesis de cadera por medio de elemento finito**

por

**M.C. Manuel Guzmán Herrera**

Tesis presentada para obtener el grado de

Doctor en Ciencias

en

FACULTAD DE INGENIERÍA, CAMPUS MEXICALI

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE BAJA CALIFORNIA

Mexicali, B.C.. 12 de Octubre, 2022



## **Dedicatoria**

A mi papá y a mi mamá que siempre me han apoyado en las decisiones que he tomado y me han acompañado en todo este trayecto, aunque en esta ocasión mi papá me acompañó desde el cielo, se que ha de estar muy orgulloso de mi en donde quiera que se encuentre.

A mi hermana que siempre me ha apoyado en todos mis proyectos y siempre me ha estado orgullosa de mi.

A mi esposa que ha estado desde que decidí estudiar el Doctorado y ha sido de gran apoyo en varias de mis actividades y dándome ánimo cuando lo he necesitado.

A mis suegros que me han echado porras para que siga adelante y termine con este proyecto.

A los miembros de mi familia que han estado ahí para darme aliento a que continúe y termine con el Doctorado.

Al Dr Emmanuel y al Dr. Ortiz que me dieron el apoyo para formar parte de este proyecto y a los consejos que me han dado durante este trayecto, que en un inicio parecía que se nos iba a cerrar la puerta, pero el Dr Ortiz nos dijo que no nos rindiéramos y buscáramos la forma de que nos dieran la oportunidad de comenzar en el 2017.

Así como también, a mis amistados que aportaron su granito de arena para hacer esto posible.



## Resumen

Elegir una prótesis adecuada para restaurar la funcionalidad de la articulación de la cadera es un trabajo complejo. Las geometrías de las prótesis, los materiales y el tipo de daño en la cadera son factores críticos para evitar posibles problemas (aflojamiento aséptico, fractura y desgaste natural). Comparar los implantes disponibles para seleccionar la mejor opción no es sencillo debido a las diversas cargas y condiciones de contorno utilizadas en las pruebas, lo que dificulta el proceso para comparar las ventajas y desventajas entre ellos. Este trabajo propone la evaluación de implantes de cadera utilizando una base estandarizada (generada a partir de una revisión de la literatura y las normas ISO) para comparar las geometrías de los implantes y presentar un nuevo diseño híbrido para mejorar el rendimiento utilizando las mejores cualidades de los implantes informados en la revisión de la literatura. Se evaluaron dieciséis prótesis de cadera con el Método de Elemento Finito (MEF) utilizando las mismas condiciones de contorno y carga a través de análisis multiobjetivo (tensión y deformación de von Mises). En consecuencia, se obtuvo una propuesta de geometría híbrida evaluando puntos específicos a lo largo del implante (región medial y lateral) para definir la sección transversal (trapezoidal) y el nuevo perfil. La nueva propuesta de implante híbrido presentó una reducción del esfuerzo del 9.6% en comparación con el implante de referencia P2-T (el implante con mejor comportamiento) en la actividad más crítica (actividad 4) utilizando una aleación de titanio. También, se obtuvo una reducción de esfuerzos similar de 9.98% con las normas ASTM F2996-13 e ISO 7206-4:2010(E).



# Índice general

<b>1. Introducción</b> .....	1
1.1. Revisión bibliográfica .....	2
1.1.1. Evolución de los materiales en el RTC .....	5
1.2. Hipótesis .....	8
1.3. Objetivo .....	8
1.4. Justificación .....	9
1.5. Descripción de los capítulos .....	9
<b>2. Marco teórico</b> .....	11
2.1. Anatomía y Biomecánica de la Cadera .....	11
2.2. Anatomía de la Cadera .....	13
2.2.1. Estructura ósea de la Cadera .....	14
2.2.2. Acetábulo .....	15
2.2.3. Fémur .....	17
2.2.4. Músculos de la cadera .....	19
2.2.5. Tejido Cartilaginoso .....	20
2.2.6. Ligamentos de la cadera .....	21
2.3. Tejido Óseo .....	23
2.3.1. Tipos de tejido óseo .....	24
2.3.2. Hueso cortical o compacto .....	26
2.3.3. Hueso trabecular o esponjoso .....	27
2.3.4. Comportamiento mecánico del hueso .....	29
2.3.5. Propiedad de los materiales del hueso .....	33

2.4. Tejido Cartilaginoso. ....	38
2.4.1. Tipos de tejido cartilaginoso. ....	39
2.4.2. Comportamiento mecánico del cartílago articular. ....	40
2.4.3. Propiedad de los materiales del cartílago articular. ....	40
2.5. Tejido Ligamentoso. ....	42
2.5.1. Comportamiento mecánico de los ligamentos. ....	42
2.5.2. Propiedad de los materiales de los ligamentos. ....	42
2.6. Biomecánica de la Cadera. ....	43
2.6.1. Ejes de movimiento. ....	47
2.6.2. Centro de rotación. ....	49
2.6.3. Movimiento de la cadera. ....	50
<b>3. Fundamento Teórico</b> .....	<b>55</b>
3.1. Método de Elemento Finito .....	55
3.1.1. Discretización del continuo .....	55
3.1.2. Funciones de forma .....	56
3.1.3. Ensamble y solución .....	57
3.2. Tipos de Materiales. ....	58
3.2.1. Materiales Isotrópicos. ....	58
3.2.2. Materiales Ortotrópicos. ....	59
3.2.3. Materiales Anisotrópicos. ....	60
3.3. Comportamiento mecánico de un material Isotrópico, Ortotrópico y Anisotrópico. ....	60
3.4. Métodos de Análisis. ....	62
3.4.1. Ensayo a tensión de un material. ....	63
3.4.2. Teoría de la energía de distorsión máxima (von Mises). ....	64
3.4.3. Círculo de Mohr. ....	67
<b>4. Diseño y simulación de las prótesis de cadera</b> .....	<b>71</b>
4.1. Introducción. ....	71
4.2. Metodología. ....	72
4.3. Etapa 1: Proceso de Identificación y Validación. ....	74
4.3.1. Identificación. ....	74
4.3.2. Selección del implante a validar. ....	74

Índice general	xv
4.3.3. Diseño del implante Exeter. ....	79
4.3.4. Ensamble del bloque y la cabeza femoral en el implante. ....	80
4.3.5. Condiciones de Frontera. ....	80
4.3.6. Mallado y resultados de la validación. ....	81
4.4. Etapa 2: Proceso de diseño y análisis. ....	83
4.4.1. Diseño y parametrización de las prótesis de cadera. ....	83
4.5. Etapa 3: Proceso de diseño del Implante Híbrido. ....	91
4.5.1. Propuesta del implante híbrido. ....	91
4.5.2. Diseño de la propuesta del implante. ....	94
4.5.3. Análisis de los implantes con las normas ASTM F2996-13 y la ISO 7206-4:2010 (E). ....	95
<b>5. Resultados. ....</b>	<b>97</b>
5.1. Resultados del diseño del implante híbrido de cadera. ....	101
5.2. Normas ASTM F2996-13 e ISO 7206-4:2010(E) ....	103
5.3. Discusión de Resultados. ....	104
5.4. Implante híbrido de cadera. ....	107
<b>6. Conclusiones</b> .....	<b>111</b>
<b>Glosario</b> .....	<b>113</b>
Referencias .....	115



# Índice de figuras

1-1. Componentes de un reemplazo total de cadera [1, 2, 3]. . . . .	3
2-1. Esqueleto axial y esqueleto apendicular [4]. . . . .	12
2-2. Border superior de la extremidad inferior [4]. . . . .	13
2-3. Cadera [4]. . . . .	14
2-4. Estructura ósea de la cadera humana [5]. . . . .	15
2-5. Acetábulo [4]. . . . .	16
2-6. Superficies articulares de la cadera [4]. . . . .	16
2-7. Vista anterior y posterior del fémur [6]. . . . .	17
2-8. Extremo proximal del fémur (derecho). <b>A.</b> Vista anterior. <b>B.</b> Vista posterior [4]. . . . .	19
2-9. Músculos de la región glútea. <b>A.</b> Vista posterior. <b>B.</b> Glúteo mayor [4]. . . . .	20
2-10. Articulación de la cadera. <b>A.</b> Ligamento transverso del acetábulo. <b>B.</b> Ligamento de la cabeza del fémur. La cabeza del fémur se ha girado en sentido lateral fuera del acetábulo para mostrar el ligamento [4]. . . . .	21
2-11. Membrana fibrosa y ligamentos de la cadera. <b>A.</b> Membrana fibrosa de la cápsula articular. Vista anterior. <b>B.</b> Ligamentos iliofemoral y pubofemoral. Vista anterior. <b>C.</b> Ligamento isquiofemoral. Vista posterior [4]. . . . .	22
2-12. Células del hueso [7]. . . . .	24
2-13. Estructura de un hueso largo (húmero). <b>(a).</b> Vista anterior con un corte longitudinal en el extremo proximal. <b>(b).</b> Vista tridimensional en forma de cuña del hueso esponjoso y del hueso compacto de la epífisis. <b>(c).</b> Sección transversal de la diáfisis. Tenga en cuenta que la superficie externa de la diáfisis está cubierta por un periostio, pero la superficie articular de la epífisis (véase <b>(b)</b> ) está cubierta por cartílago de hialina [8]. . . . .	25

2-14. Estructura microscópica del hueso compacto. Diagrama de un segmento con forma de cuña del hueso compacto. (El recuadro muestra una vista mucho más ampliada) [8]. . . . .	27
2-15. Estructura típica del hueso trabecular [9, 8]. . . . .	28
2-16. Sistema trabecular de la cadera [9, 10]. . . . .	29
2-17. Tipos de carga [9]. . . . .	31
2-18. Transición dúctil a frágil del hueso a diferentes tasas de carga [9, 11]. . . . .	34
2-19. Curva Esfuerzo-Deformación unitaria del hueso [9, 12]. . . . .	36
2-20. Curvas Esfuerzo-Resistencia del hueso cortical [9, 13, 14]. . . . .	37
2-21. Curvas Esfuerzo-Resistencia del hueso trabecular [9, 13, 14]. . . . .	38
2-22. Zonas del cartílago articular [9, 13, 14]. . . . .	39
2-23. Curvas Esfuerzo-Deformación del cartílago articular [9, 13, 15]. . . . .	41
2-24. Curva Esfuerzo- Deformación unitaria del ligamento [9, 15, 16]. . . . .	43
2-25. Relaciones angulares en la cadera [9, 10]. . . . .	45
2-26. Ángulo de cuello al eje [9]. . . . .	46
2-27. Ángulo de anteversión del fémur [9, 13]. . . . .	47
2-28. Eje vertical [9, 13]. . . . .	48
2-29. Ejes rotacionales [9]. . . . .	49
2-30. Sistema coordinado y centro de rotación de la cadera [9]. . . . .	50
2-31. Movimiento de flexión y extensión [17, 9]. . . . .	51
2-32. Movimiento de aducción y abducción [17, 9]. . . . .	52
2-33. Movimiento de rotación interno y externo [17, 9]. . . . .	53
3-1. Discretización del continuo en elementos [18]. . . . .	56
3-2. Algunos tipos comunes de elementos [18]. . . . .	57
3-3. Ejemplo de material ortotrópico: la madera [19]. . . . .	60
3-4. Comportamiento mecánico de varios metales: (a) Isotrópicos, (b) Ortotrópicos, (c) Anisotrópicos [20, 21]. . . . .	61
3-5. Curvas de ingeniería y de $\sigma$ - $\epsilon$ unitaria reales para materiales dúctiles: (a) Acero al bajo carbono; (b) Acero recocido al alto carbono [22, 23]. . . . .	62
3-6. Curva de $\sigma$ - $\epsilon$ de un material frágil [22, 23]. . . . .	63
3-7. Prueba uniaxial a tensión: a) Diagrama Esfuerzo ( $\sigma$ )-Deformación ( $\epsilon$ ) y b) Representación en el círculo de Mohr [22, 23]. . . . .	64
3-8. Superficie de fluencia de von Mises, $f = 0$ [22]. . . . .	66

3-9. Representación de la teoría de fallo de von Mises en el diagrama $\sigma_1 - \sigma_2$ (para estados tensionales biaxiales). También se observa la comparación con la teoría de falla de Tresca [22]. . . . .	67
3-10. (a) Elemento cuadrado sometido a un esfuerzo plano, (b) Circulo de Mohr [23]. . . . .	69
4-1. Metodología de evaluación para establecer una base común para la comparación de implantes de cadera y generar la propuesta de diseño de una prótesis híbrida. Se divide en tres etapas: Etapa 1. Proceso de Identificación y Validación, Etapa 2. Proceso de Diseño y Análisis, Etapa 3. Proceso del Diseño Híbrido [24]. . . . .	73
4-2. a) Diseño de la prótesis Exeter, b) Ensamble (bloque y cabeza femoral) y condiciones de frontera, c) Resultados del esfuerzo máximo de Von Mises obtenidos con la reproducción de la prótesis Exeter. . . . .	79
4-3. Resultados del análisis de malla entre el tamaño del elemento y sus respectivos resultados del esfuerzo máximo equivalente (Von Mises) del implante de Exeter. . . . .	82
4-4. Perfiles del implante de cadera (a) perfil 1, (b) perfil 2, (c) perfil 3 [25, 26]. . . . .	85
4-5. Localización de los planos en la parte distal, proximal, parte superior del cuello y parte superior del implante. . . . .	86
4-6. Áreas de sección transversal (a) circular, (b) elíptica, (c) ovalada, (d) trapezoidal [25, 26]. . . . .	86
4-7. Perfiles con las áreas de sección transversal dibujadas en la parte distal, medial, proximal y parte superior donde ensambla la cabeza femoral. . . . .	87
4-8. Superficie generada del Perfil 1 con área de sección transversal elíptica. . . . .	87
4-9. Perfil 1 con área de sección transversal elíptica sólida. . . . .	88
4-10. a) Localización de los 8 puntos en la parte medial y los 8 puntos en la parte lateral del implante (El número de puntos incrementa hacia arriba en ambos lados del implante, M1 = Medial 1 y L1 = Lateral 1), b) Localización de los puntos que mostraron los mejores esfuerzos y deformaciones en los diferentes implantes evaluados, donde $M_X/L_X \rightarrow P_X-T$ , representan el patrón evaluado en cada uno de los puntos de referencia generados (M1-M8 y L1-L8) y (P1-P3) representan el número de perfil, y la letra representa el tipo de área de sección transversal (T = Trapezoidal), c) Diseño de la propuesta del implante híbrido, d) Esfuerzo equivalente máximo de von Mises con el perfil híbrido, utilizando la carga de la actividad 4 (Bajar escaleras) y el material de acero inoxidable (SS316L) . . . . .	95
4-11. Condiciones de frontera y de carga de la norma ASTM F2996-13 y de la norma ISO 7206-4:2010 (E). . . . .	96

- 5-1. Resultados del esfuerzo equivalente de von Mises con el uso de las normas ASTM F2996-13 e ISO 7206-4:2010(E). Donde P1, P2, y P3 representan el número del perfil, y la letra representa el área de sección transversal (C = Circular, E = Elipse, O = Ovalado, T = Trapezoidal). . . . . 103
- 5-2. Resultados de la deformación equivalente de von Mises con el uso de las normas ASTM F2996-13 e ISO 7206-4:2010(E). Donde P1, P2, y P3 representan el número del perfil, y la letra representa el área de sección transversal (C = Circular, E = Elipse, O = Ovalado, T = Trapezoidal). 104

## Índice de cuadros

1-1. Propiedades mecánicas de algunos biomateriales [64, 63, 27, 1, 2, 54, 65, 28, 41, 40, 42, 26]. . . . .	4
4-1. Resultados de los implantes identificados: geometría, condiciones de frontera y de mallado. . . . .	76
4-2. Propiedades mecánicas de los implantes y los componentes del ensamble [27, 52, 3, 63, 64]. . . . .	80
4-3. Cargas para diferentes actividades diarias. La carga de 75 kg fue utilizada para la Actividad 1 [25, 52, 81] y 80 kg para las Actividades 2-6 [42, 134]). Force on the Femoral Head (FFH) corresponde a la resultante de la fuerza de reacción (N) que actúa en la cabeza femoral. . . . .	81
4-4. Diferentes diseños de prótesis y área de sección transversal con base a la información presentada por Sabatini et. al. y Oshkour et. al., [26, 25]. Donde P1 significa Perfil 1, P2 significa Perfil 2, y así sucesivamente, así como su correspondiente área de sección transversal (Circular, Elipse, Oval y Trapezoidal). En la última fila se pueden ver las diferentes vistas de las áreas de sección transversal en la parte proximal del implante, utilizando el Perfil 1. . . . .	84
4-5. Esfuerzos ( $\sigma$ ) y deformaciones equivalentes máximos ( $\epsilon$ ), para seis actividades diferentes y su respectiva localización indicada por MN = Medial Neck (Zona medial del cuello), MB = Medial Base (Zona medial de la base). . . . .	89
4-6. Resumen de los mejores resultados (valores más bajos) de los puntos de referencia generados en el lado lateral y medial de todos los implantes que aparecen en la Tabla 5.1. Donde P1, P2 y P3 representan el número de perfil y la letra representa el tipo de sección transversal ( $T = Trapezoidal, C = Circular$ ). Las letras M y L representan la parte medial y lateral del implante, respectivamente, y Loc es la localización del punto de análisis en el implante. . . . .	93

- 5-1. Implantes con esfuerzos equivalentes máximos ( $\sigma$ ) y deformaciones equivalentes máximas ( $\epsilon$ ), para seis actividades diferentes y su respectiva localización indicada por MN = Medial Neck (Zona medial del cuello), MB = Medial Base (Zona medial de la base). . . . . 99
- 5-2. Comparación de resultados entre las mejores configuraciones analizando los esfuerzos y deformaciones equivalentes de von Mises que mostraron mejor desempeño. Donde P2 representa el número del perfil y T el área de sección Trapezoidal, la localización (Loc) del esfuerzo y deformación esta dada por MN = Medial Neck and MB = Medial Base. . . . . 102

# Capítulo 1

## Introducción

El Reemplazo Total de Cadera (RTC) es la cirugía más utilizada para restaurar la funcionalidad de una articulación dañada por enfermedades degenerativas o por daño mecánico [27, 25, 28, 29]. El objetivo principal de esta operación es proporcionar al paciente una articulación que funcione lo más normal posible y con un tiempo de vida mayor a los 15 años [1], ya que la longevidad de los implantes es una de las principales limitaciones del reemplazo total de cadera. Hoy en día, los pacientes requieren una longevidad de entre 20 a 25 años [30, 1]. Otro de los factores importantes, es la selección de una prótesis para el RTC, ya que esta depende de la disponibilidad en el mercado, el costo relativo, el tipo de fractura / patología y la experiencia de los cirujanos [31, 32, 30].

Las prótesis utilizadas en un RTC tienen componentes particulares, los principales son: la cabeza acetabular y el vástago. Estos componentes suelen estar hechos de aleaciones metálicas, tales como: las aleaciones de Cobalto-Cromo (CoCr), las aleaciones de Acero Inoxidable (SS 316L) y aleaciones de Titanio (Ti6Al4V), que son los biomateriales (materiales diseñados para interactuar con sistemas biológicos) más utilizados [25, 26, 33, 3]. Estos materiales tienen un módulo de elasticidad alto en comparación con el módulo de elasticidad del hueso humano (12-30 GPa) [25, 28, 1, 34, 35, 36, 37, 38, 39, 40, 41, 42, 43]. Cuando se lleva a cabo el RTC, estos materiales representan un factor crítico en la distribución de los esfuerzos y las deformaciones. Junto con los materiales, la mejora en el diseño de los implantes es fundamental, debido a que, el diseño del perfil y el área de la sección transversal del implante también tienen un efecto directo sobre la distribución de los esfuerzos y deformaciones generadas a lo largo de la longitud del implante y en la interacción con el hueso femoral [44].

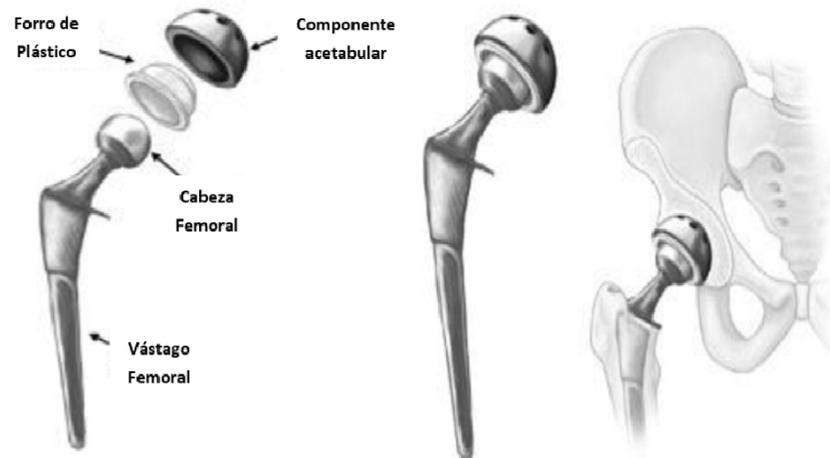
Durante el diseño del implante, la utilización de análisis multiobjetivo es una práctica común para investigar distintos tipos de fallas que pueden ocurrir en una prótesis de cadera. Las aplicaciones de estos estudios que utilizan el análisis multiobjetivo se pueden encontrar en análisis de fracturas [45, 46], stress shielding (osteope-

nia asociada con el uso de implantes protésicos) [47, 48, 49], micromovimientos [25, 50] y también en estudios para mejorar el desempeño mecánico de un implante de cadera modificando su perfil o área de sección transversal [25, 33, 26, 51]. Las variables típicamente estudiadas en este tipo de análisis son: los esfuerzos principales, el esfuerzo equivalente de von Mises, la deformación total y la deformación equivalente de von Mises. En los siguientes trabajos [25, 26, 52, 53, 44, 54, 55, 56, 57, 58, 51, 59], hicieron uso de análisis multiobjetivo para desarrollar y mejorar la geometría de implantes de cadera utilizando distintas cargas. Es importante mencionar que una herramienta que posibilita este tipo de análisis utilizando diferentes variables, es el Método de Elemento Finito (MEF), como se informó anteriormente [60, 61, 62]. Esta herramienta nos permite interactuar de manera virtual con los elementos involucrados en el RTC para poder predecir su funcionamiento antes de realizar un proceso quirúrgico [44].

Este trabajo tiene como objetivo el desarrollo de un nuevo implante (implante híbrido) basado en la evaluación de dieciséis implantes con diferentes perfiles y áreas de sección transversal, comparando sus ventajas y desventajas utilizando la misma base para el análisis. El análisis multiobjetivo (esfuerzo y deformación de von Mises) se utilizó para evaluar los diferentes implantes. En primer lugar, se realizó la selección del área de la sección transversal con el mejor rendimiento. Luego, se generó un nuevo diseño de perfil analizando varios puntos en las partes medial y lateral de los implantes. Finalmente, combinando el área de sección con el nuevo diseño de perfil, se desarrolló el implante híbrido para demostrar que el nuevo diseño tiene un mejor desempeño mecánico que los implantes utilizados en el estudio, lo que resulta en menores esfuerzos y deformaciones en los puntos analizados.

## **1.1. Revisión bibliográfica**

Los componentes principales utilizados en un reemplazo total de cadera son: el vástago femoral, la cabeza femoral y el componente acetabular, como se puede observar en la Figura 1-1 [1, 2, 3]. Para fabricar estos componentes se utilizan materiales que soportan los ambientes fisiológicos a los cuales se someten estos elementos, así como también, deben de cumplir con ciertos requisitos mecánicos, como por ejemplo: resistencia al desgaste, resistencia a la corrosión, resistencia a la fatiga, etc., para reemplazar la articulación dañada de la mejor manera posible y con ello, incrementar la calidad de vida de los pacientes [1, 34].



**Figura 1-1:** Componentes de un reemplazo total de cadera [1, 2, 3].

Los principales biomateriales que se han utilizado desde la década de 1960 son: los metales, los polímeros, los materiales cerámicos y los materiales compuestos. Estas cuatro clases de materiales se pueden utilizar de manera individual o realizar una combinación entre ellos para mejorar las características del implante [63, 1]. Los resultados que se han obtenido en varios estudios clínicos han demostrado que existe una gran necesidad de mejorar las características de los biomateriales, además de optimizar su geometría para incrementar la longevidad de las prótesis [2]. Algunas de las características de estos biomateriales se muestran en la Tabla 1-1.

**Cuadro 1-1:** Propiedades mecánicas de algunos biomateriales [64, 63, 27, 1, 2, 54, 65, 28, 41, 40, 42, 26].

Tipo de Material	Material	Densidad ( $gr/cm^3$ )	Módulo de elasti- cidad (GPa)	Coefficiente Poisson	de Resistencia a la tensión (MPa)
Metales	AISI 316L	7.9-8	190-200	0.3	465-950
	CoCrMo	8.28-8.4	210-230	0.3	650-1000
	Ti6Al4V	4.4-4.7	105-116	0.316-0.342	860-980
Cerámicos	Alumina	3.9-3.986	350-450	0.22-0.27	250-350
	Zirconia	6.6	200-220	0.23	711-820
	ZTA	4.37-4.4	289-350	0.22-0.24	414
	Y-TZP	6.04-6.05	205-210	0.3	-
	Bioglass	2.5	35-75	-	42-50
	Hidroxiapatita	3.05-3.25	70-117	0.27	48-200
Polímeros	PEEK	1.28-1.42	3.6-8.3	0.38-0.41	91-139
	PE	-	0.88	-	35
	Politetrafluoroetileno	2.1-2.2	0.5-0.7	0.44-0.47	27-30
	PMMA	1.12-1.2	1.8-3.3	0.4-0.43	59-80
	PSU	1.24	2.5-2.65	-	72-75
	UHMWPE	0.93-0.99	0.9-2.7	0.3	35-53
	XLPE	0.47-1.26	0.005-0.69	0.4	20
Compuestos	Hueso trabecular	0.03-0.4	0.03-1	0.01-0.35	1-7.4
	Hueso cortical	1.6-2	12-23.4	0.28-0.45	130-160

A medida que se tenga un mayor conocimiento de las ventajas y desventajas del comportamiento mecánico y fisiológico de los materiales, así como también de las técnicas y procesos de fabricación, se podrán obtener prótesis con mejores características para poder disminuir el aflojamiento aséptico y con ello incrementar la longevidad de los implantes [27].

### ***1.1.1. Evolución de los materiales en el RTC***

El primer reemplazo de una articulación humana se remonta al siglo XIX; esta se realizó en 1890 [66] utilizando los siguientes materiales: marfil, hueso, uña, mezcla de yeso, resina, piedra pómez, níquel, vidrio y polímeros para fabricar los primeros reemplazos de una articulación. La primera articulación de cadera que fue implantada dentro del cuerpo, se llevo a cabo en 1926 y se realizó de marfil y vidrio, mientras que la utilización de materiales metálicos en los implantes de cadera comenzó a principios de la década de 1930 [34, 35].

#### **1.1.1.1. Metales**

El primer reemplazo total de cadera de acero inoxidable se implantó en 1938 por Philip Wiles [67]. Estaba hecho de “acero de vanadio”, diseñado a propósito para ser utilizado en un organismo humano. Sin embargo, este tipo de acero presentó una mala biocompatibilidad y una baja resistencia a la corrosión [3, 66, 67]. Por lo tanto, en 1950 se desarrolló el acero inoxidable 316L, el cual tiene una mayor resistencia a la corrosión debido a su menor contenido de carbono [63, 68]. Junto con la introducción de implantes de acero inoxidable, comenzó el desarrollo de aleaciones de cobalto [68]. Más tarde, la aleación de CoCrMo se usó para la fabricación de reemplazos artificiales de articulaciones, debido a sus propiedades mecánicas y resistencia a la corrosión superiores a los materiales utilizados en ese momento [69, 70]. En la década de 1950, se realizó el primer reemplazo de articulación de cadera de metal sobre metal, fabricado de acero y más tarde de aleaciones de CoCr [27, 71]. Sin embargo, los implantes de metal sobre metal mostraron tendencias a aflojarse del hueso a pesar del desarrollo continuo y numerosas mejoras tecnológicas. En 1960, se descubrieron las aleaciones de memoria de forma (Shape Memory Alloy, SMA) y fueron utilizadas en la biomecánica hasta 1973 [72, 73]. Estas, presentaron un bajo módulo elástico de entre 30 y 50 MPa y una resistencia comparable a los aceros inoxidables, pero estudios clínicos realizados entre 1970 y 1980, demostraron baja resistencia a la fatiga, que finalmente evitaron que se utilizaran para componentes de reemplazo de articulaciones sujetas a carga, como en el caso de una articulación de cadera. En la década de 1990, las aleaciones de Ti de fase  $\beta$  se introdujeron en aplicaciones ortopédicas, hoy en día, su mejora continua ha sido uno de los principales temas de investigación de materiales ortopédicos desde entonces. Otro de los materiales que se ha utilizado en las prótesis de cadera es el tántalo. Este material tiene una resistencia superior a la corrosión, lo cual se observaba como una buena opción, aunque actualmente, solo se utiliza como recubrimiento poroso para aumentar la longevidad de los implantes. Los recubrimientos de tántalo influyen favorablemente en la tribología (ciencia que estudia la fricción, el desgaste y la lubricación) de los componentes individuales del implante, así

como su biocompatibilidad [3]. En la actualidad, se sigue trabajando en mejorar las propiedades de los metales enfocándose en su microestructura, con el propósito de disminuir su rigidez.

### **1.1.1.2. Polímeros**

En 1958, Sir John Charnley [74] implantó el primer reemplazo de polímero metalizado y el primer polímero que se articuló contra una cabeza de acero inoxidable fue el politetrafluoroetileno (PTFE). Este material tuvo un periodo de vida relativamente bajo, de aproximadamente 2 años, debido a la baja resistencia al desgaste del PTFE [63]. Para disminuir la tasa de desgaste, Sir Charnley introdujo el concepto de “artroplastia de baja fricción” para los implantes de articulaciones de cadera [75]. Esto al principio consistió en cubrir los componentes acetabular y femoral con conchas de politetrafluoroetileno (PTFE), este procedimiento no fue exitoso y exhibió desprendimiento y desgaste significativos [72]. En 1962, Sir Charnley utilizó un material como cemento óseo acrílico de polimetilmetacrilato (PMMA), con el propósito de incrementar la longevidad de los implantes al mejorar su fijación con el hueso [76]. La articulación de la cadera metálica de McKee-Farrar con fijación de cemento óseo, exhibió una durabilidad y estabilidad relativamente largas durante la década de los sesentas [34]. Poco después, se introdujo el polietileno de ultra alto peso molecular (UHMWPE) [77]. Sin embargo, el principal inconveniente que presentó el UHMWPE, es el desgaste entre el contacto polímero con metal y las deformaciones de fluencia, ya que la temperatura de la transición vítrea de este polímero, es inferior a la temperatura corporal [78]. Después de estos esfuerzos no del todo exitosos, los diseños de reemplazo de la articulación metal sobre metal y de cerámicas resurgieron en la década de 1980 [3, 71].

### **1.1.1.3. Cerámicos**

A principios de 1970, Boutin en Francia desarrolló el primer reemplazo total de cadera de cerámica sobre cerámica ( $Al_2O_3$ ), esta combinación es ampliamente utilizada en Europa debido a que la cerámica es un material altamente inerte, tiene buen acabado superficial y excelente resistencia al desgaste en vivo [79]. En 1985, se dio lugar a la introducción de la zirconia, esto a causa de las fallas de los implantes de metal con metal. El Reemplazo de la cerámica  $Al_2O_3$  por zirconia llevó a la mejora de las propiedades mecánicas y la resistencia al desgaste de las cabezas femorales de cadera [78]. Los materiales cerámicos presentan buena resistencia a esfuerzos de compresión, pero baja resistencia a los esfuerzos de tensión, es por esta razón que no son muy utilizados para los vástagos de cadera. En la actualidad, las cabezas femorales y la copa acetabular son utilizadas de cerámica, principalmente de zirconia ( $ZrO_2$ ) [3, 71].

#### 1.1.1.4. Compuestos

Primeramente, un material compuesto es una estructura hecha mediante la combinación de dos o más materiales con diferentes propiedades mecánicas, resultando en una estructura con propiedades mecánicas superiores a las propiedades de los materiales utilizados de manera aislada. Estos se obtienen al mezclar una resina flexible que se le conoce como matriz (por ejemplo, las resinas termoplásticas como PSU, PEEK, PAEK, PEI y resinas termofijas como el Epoxi) con fibras rígidas conocidas como refuerzo (por ejemplo, fibra de carbono, de vidrio, de kevlar).

Las prótesis femorales de materiales compuestos (FRP) de baja rigidez, se empezaron a desarrollar a finales de los años 80, como alternativa de los materiales metálicos rígidos. Sin embargo, las filosofías y análisis de diseño requeridos en el desarrollo de prótesis de cadera compuestas de FRP laminadas son significativamente más complejas que la de los componentes basados en aleaciones metálicas [80]. Actualmente, se han estado realizando trabajos para disminuir tanto el fenómeno de “stress shielding” como el micromovimiento, que son factores que provocan el aflojamiento aséptico. En 2001, Gross y Abel [53], mostraron que utilizar un vástago hueco, disminuye el efecto de “stress shielding” en comparación con uno sólido. En 2005, se desarrolló una prótesis con núcleo de CoCr y una capa externa flexible de compuesto de polímero reforzado. Sin embargo, utilizaron varias suposiciones (materiales isotrópicos y homogéneos) que, si bien les dieron una aproximación, se alejaron de la realidad. Aunque lo importante de este trabajo fue mezclar los materiales (CoCr-compuesto de polímero reforzado) para controlar la rigidez del material y con ello controlar el efecto de stress shielding y el micromovimiento [35]. En 2008, Sabatini y Goswami [26], concluyeron que modificar el área transversal del vástago por secciones circulares y elípticas producen un campo de esfuerzo más suave en comparación con secciones trapezoidales y por lo tanto, disminuye el efecto de “stress shielding” . En 2011, Caouette et al. [41], desarrollaron un vástago biomimético con una poliamida 12 reforzada con fibra de carbono (CF/PA12) moldeada en una estructura de vástago hueco. En el primer diseño, utilizaron un núcleo polimérico que descartaron con estudios de elementos finitos (FEM), al ver que no tenía gran influencia en los esfuerzos principales en el fémur. Posteriormente, utilizaron solamente el vástago hueco de material compuesto y observaron que disminuyó el stress shielding pero aumentaron los micromovimientos al compararlo con una aleación de titanio (Ti6Al4V), concluyendo que el diseño del vástago no era el óptimo para disminuir los micromovimientos. En 2011, Bougherara et al. [52], realizaron un análisis del comportamiento mecánico de una prótesis de polímero compuesto y lo comparo con dos prótesis comerciales, la prótesis de Exeter (CoCr) y la prótesis de Omnifit (Ti6Al4V). El estudio reveló que el compuesto era menos rígido mecánicamente en comparación con los implantes metálicos estándar de cadera, lo que sugiere que podría

ser más óptimo para minimizar el efecto de stress shielding, disminuir la pérdida ósea y el aflojamiento del implante. En general, varios estudios concluyen que al reducir el módulo elástico se reduce el efecto de “stress shielding”. En 2015, Rezaei et al. [81], basándose en los resultados de los trabajos de Sabatini et al. [26] y el trabajo de Oshkour et al. [25], seleccionó la prótesis que mostró un mejor desempeño en esos trabajos y desarrolló una prótesis utilizando un material compuesto de Carbono/PEEK (poli-éter-éter-cetona). El estudio reveló que el material compuesto es una buena opción para la transmisión de la carga en la parte proximal y con ello disminuir, tanto el efecto de stress shielding, así como también, los esfuerzos y las deformaciones en la interfaz (contacto implante-hueso). Esta es una de las grandes ventajas de los materiales compuestos con respecto a los metales, debido a que su diseño permite reducir su módulo de elasticidad para lograr una similitud con el módulo del hueso, que con los metales es algo que no se ha logrado aunque se optimice el vástago [52, 41].

## 1.2. Hipótesis

El desarrollo de una base estandarizada de las geometrías y condiciones de frontera para el diseño de los implantes de cadera, es un apoyo para los ingenieros y cirujanos para realizar una selección precisa del implante a utilizar en los pacientes. El análisis mediante MEF y el uso de análisis multiobjetivo permite la optimización de los diseños de implantes de cadera para observar su comportamiento antes de utilizarse en un proceso quirúrgico. Con el análisis de esfuerzos y deformaciones, se puede predecir el comportamiento de los implantes con el propósito de realizar una optimización en su diseño, así como también, analizar el material más conveniente para su manufactura y utilización.

## 1.3. Objetivo

El objetivo de este trabajo de investigación, es el diseño y simulación de una prótesis de cadera utilizando materiales tradicionales, realizando un proceso de análisis multiobjetivo (minimizar los esfuerzos y deformaciones de von Mises) del implante para mejorar su desempeño mecánico mediante la modificación de su geometría y con ello lograr disminuir el aflojamiento aséptico y obtener una mayor durabilidad de la prótesis.

- Desarrollar una base estandarizada para comparar las distintas geometrías y condiciones de frontera que se encuentran en la literatura, para el desarrollo del implante híbrido de cadera.

## 1.4. Justificación

La búsqueda de un material con propiedades similares a las del hueso cortical, la optimización del diseño de la prótesis de cadera para disminuir el efecto de stress shielding (en la parte proximal del fémur) y la disminución de los esfuerzos y deformaciones en la interfaz hueso-implante para incrementar la longevidad de los implantes, han sido los puntos más importantes que se han trabajado en los últimos años. Los materiales metálicos hasta ahora no han podido alcanzar la rigidez del hueso y es por esta situación que se ha enfocado los estudios a mejorar la geometría de los implantes al modificar áreas de sección transversal y perfiles de los implantes.

Además, es difícil seleccionar las condiciones de carga y de frontera al momento de realizar un análisis de elemento finito, ya que cada autor considera sus condiciones de frontera son las mejores, es por ello que es importante el desarrollo de una base estandarizada para facilitar este tipo de estudios, y ayude a seleccionar a los ingenieros y cirujanos la mejor opción para simular la prótesis seleccionada para el paciente y estudiarla antes de realizar el proceso quirúrgico. Así como también, ayude a identificar rápidamente las condiciones de frontera más utilizadas para poder realizar un nuevo diseño mediante distintos tipos de análisis, como lo es el análisis multiobjetivo.

## 1.5. Descripción de los capítulos

El documento de tesis está estructurado de la siguiente manera: en el Capítulo 2; se presenta el Marco Teórico, en el cual se describe la Anatomía de la cadera y la Biomecánica de la cadera. En el Capítulo 3; se presenta la información de las ecuaciones respecto al Esfuerzo equivalente de Von Mises, la Deformación equivalente de Von Mises y el MEF. En el Capítulo 4; se presenta el diseño de las prótesis de cadera analizadas y el diseño del implante híbrido, así como las condiciones de frontera utilizadas en las simulaciones para el análisis de esfuerzos y deformaciones de todos los implantes de cadera. En el Capítulo 5; se presenta la sección de los resultados obtenidos en forma de tablas y gráficas con los valores de los esfuerzos equivalentes máximos ( $\sigma$ ) y las deformaciones equivalentes máximas ( $\epsilon$ ) de las distintas configuraciones (de todos los implantes de cadera) utilizadas en

el estudio, así como también, se presenta la discusión de los resultados al comparar el perfil híbrido con los distintos implantes de cadera analizados. Finalmente, en el Capítulo 6; se presentan las conclusiones de los resultados obtenidos en este trabajo de investigación.

## **Capítulo 2**

### **Marco teórico**

#### **2.1. Anatomía y Biomecánica de la Cadera**

El término anatomía, habitualmente suele referirse a la anatomía general o macroscópica, es decir, al estudio de aquellas estructuras que no se necesita de un microscopio para poder observarlas. Aunque también, la anatomía se estudia de manera microscópica, denominada “histología”, la cual se encarga de analizar las células y tejidos mediante el uso del microscopio o algún otro dispositivo para aumentar la imagen.

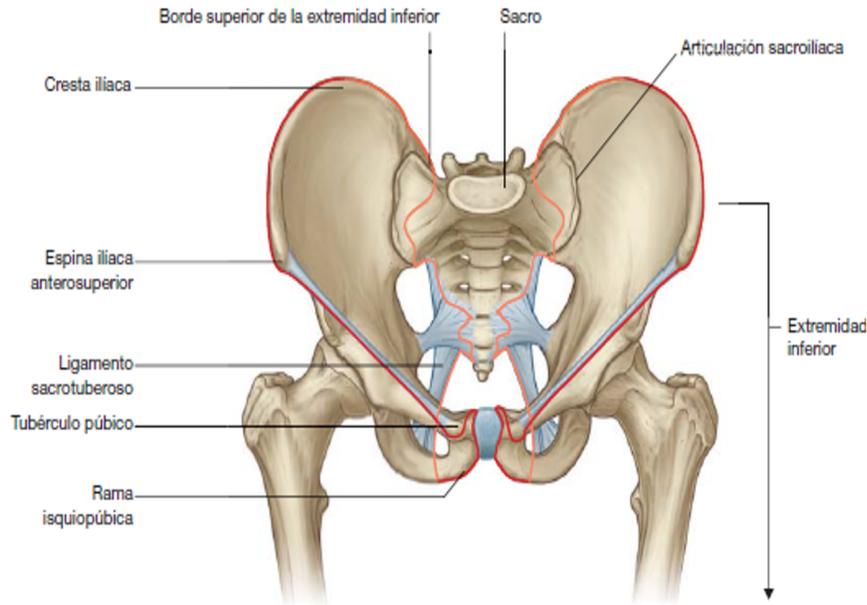
El esqueleto humano adulto tiene 206 huesos que representan aproximadamente del 12 al 15 % del peso total del cuerpo. El esqueleto puede dividirse en dos subgrupos: el esqueleto axial y el apendicular (Figura 2-1). El primero consta de los huesos del cráneo, las costillas y el esternón, mientras que el segundo está formado por los huesos de los miembros superiores e inferiores. El esqueleto se trata de una estructura ósea móvil conectada en varias articulaciones, que proporciona soporte y protección para los tejidos más blandos y los órganos internos [4, 82, 83, 84, 85, 86, 17, 87, 9].



**Figura 2-1:** Esqueleto axial y esqueleto apendicular [4].

La extremidad inferior está anclada directamente al esqueleto axial por medio de la articulación sacroilíaca y por fuertes ligamentos que unen al hueso coxal con el sacro (Figura 2-2).

Una de las partes del esqueleto apendicular, es la cadera; esta articulación coxal-femoral está formada por la conexión entre el innominado (línea arqueada) y el fémur proximal. La cadera es básicamente la articulación entre el tronco y los miembros inferiores, y por lo tanto, es fundamental para soportar el peso del cuerpo humano con un gasto mínimo de energía.



**Figura 2-2:** Border superior de la extremidad inferior [4].

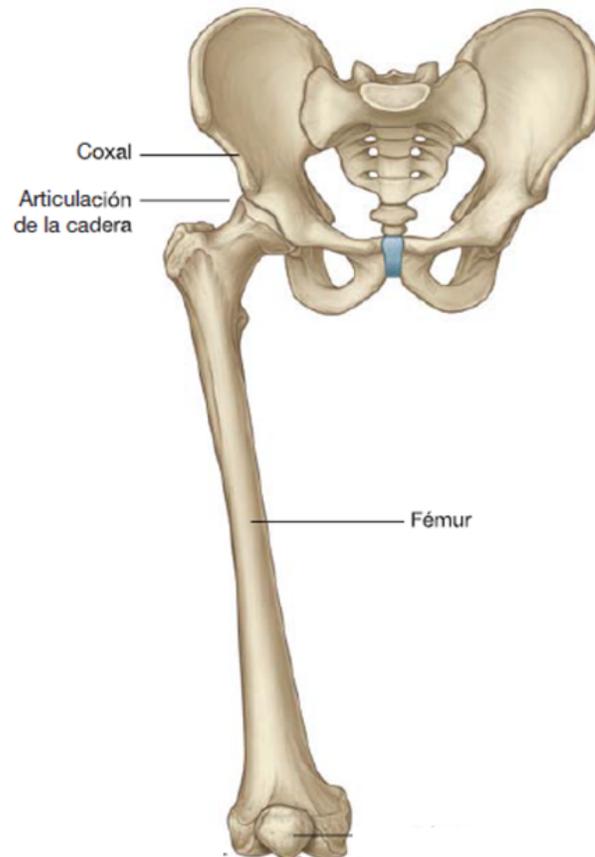
La cadera es una estructura ósea muy resistente, capaz de soportar todo el peso corporal sobre una pierna y mantener una transferencia estable de peso; particularmente en el movimiento del tronco en el fémur, como ocurre cuando se camina o corre. Si se tienen alteraciones en la forma del fémur, el hueso pélvico y la alineación de la cadera, esto puede provocar un cambio en la distribución del esfuerzo, lo que puede llevar a una artritis, que se refleja en daños a los huesos y el cartílago [4, 9, 10, 88, 89, 90, 13, 91, 92].

## 2.2. Anatomía de la Cadera

La cadera es una gran articulación sinovial del tipo hueco (Acetábulo) y bola (cabeza femoral) que hay en el cuerpo humano, como se ilustra en la Figura 2-3. Esta articulación es de las más estables en el cuerpo; esta estabilidad es proporcionada por la configuración rígida de la cabeza femoral y del acetábulo; las principales funciones son la locomoción y el soporte.

Como en todas las articulaciones sinoviales, la cadera contiene líquido sinovial lubricante en la cápsula del acetábulo que rodea las superficies articulares. La articulación de la cadera tiene una cápsula suelta y está rodeada de músculos largos. Una capa fuerte de cartílago hialino cubre ambas superficies de contacto de la articulación

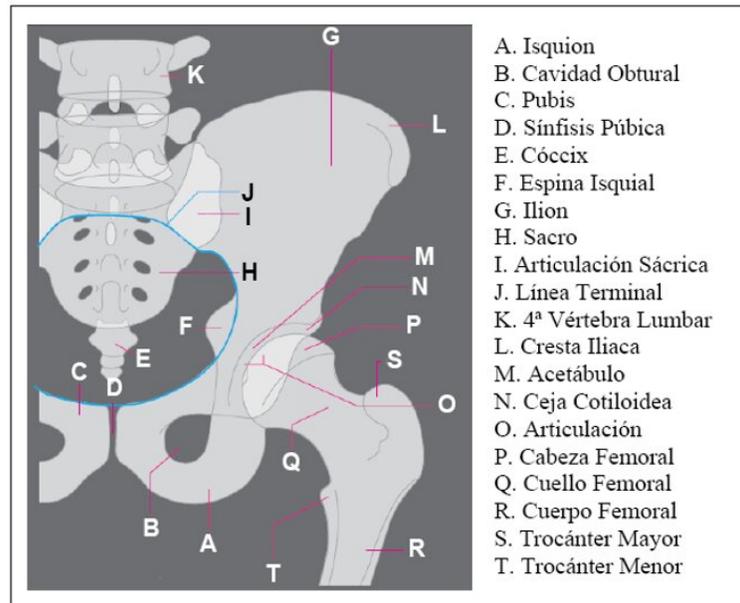
que son la cabeza femoral y la superficie lunada del acetábulo [4, 9, 10, 88, 89, 90, 13, 91, 92].



**Figura 2-3:** Cadera [4].

### ***2.2.1. Estructura ósea de la Cadera***

De forma muy general, las superficies óseas articulares de la cadera son la cabeza femoral y el acetábulo del hueso coxal (Figura 2-4 “M”). El acetábulo está formado por el ilion (Figura 2-4 “G”), el isquion (Figura 2-4 “A”) y el pubis (Figura 2-4 “C”), en él se articula más de la mitad de la cabeza esférica del fémur (Figura 2-4 “P”). El acetábulo consta de una superficie articular semiesférica y su borde, la ceja cotiloidea (Figura 2-4 “N”) [93, 5].

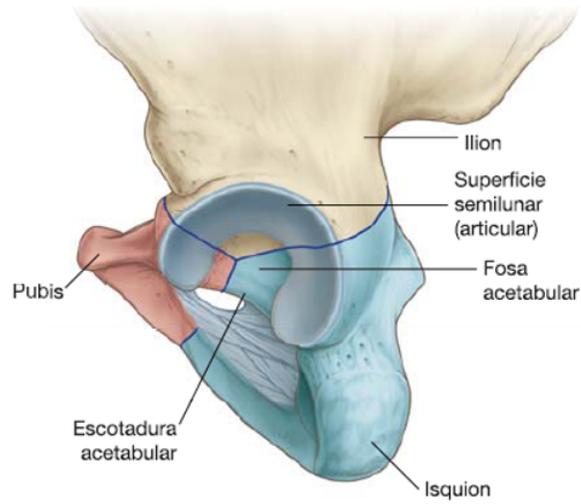


**Figura 2-4:** Estructura ósea de la cadera humana [5].

### 2.2.2. Acetábulo.

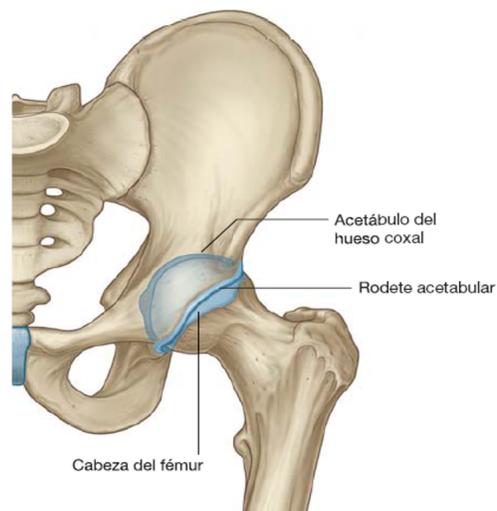
El acetábulo como se mencionó anteriormente es una concavidad semiesférica en la que articula la cabeza del fémur. Éste se sitúa en la superficie lateral del hueso coxal, en la región donde se unen el ilion, el pubis y el isquion (Figura 2-5). El borde del acetábulo está indicado a nivel inferior por una escotadura prominente (escotadura acetabular). La pared del acetábulo consta de partes articulares y no articulares:

- La parte no articular es rugosa y forma una depresión circular poco excavada (la fosa acetabular) en las partes central e inferior del suelo del acetábulo. La escotadura acetabular se prolonga con la fosa acetabular.
- La superficie articular es ancha y rodea los bordes anterior, superior y posterior de la fosa acetabular. La superficie articular lisa con forma de medialuna (la cara semilunar) es más ancha a nivel superior, por donde la mayor parte del peso del cuerpo se transmite a través de la pelvis hasta el fémur. La cara semilunar es incompleta a nivel inferior, en la escotadura acetabular.



**Figura 2-5:** Acetábulo [4].

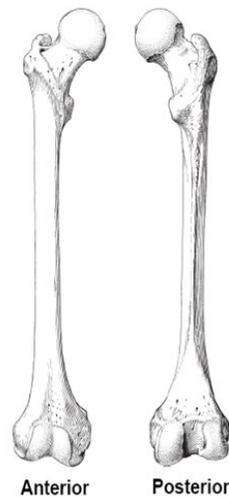
Debido a que la articulación de la cadera es una articulación sinovial entre la cabeza del fémur y el acetábulo, en la Figura 2-6 se muestra que el acetábulo está rodeado por un borde fibrocartilaginoso conocido como rodete acetabular o labrum [4, 9].



**Figura 2-6:** Superficies articulares de la cadera [4].

### 2.2.3. *Fémur.*

El fémur forma parte de la extremidad inferior y es el hueso más grande, más fuerte y voluminoso del cuerpo. Está unido por medio de una articulación en su extremo superior al hueso coxal que conforma la cadera y en su extremo inferior articula con la rótula (patela) y la tibia. Cuando el cuerpo está en posición vertical, el fémur está dirigido oblicuamente hacia abajo y hacia adentro, de manera que los fémures están separados en el extremo proximal por la pelvis y están mucho más juntos en el extremo distal. La oblicuidad es más pronunciada en las mujeres que en los hombres, dependiendo de la conformación de la pelvis.



**Figura 2-7:** Vista anterior y posterior del fémur [6].

El fémur proximal se caracteriza por la cabeza femoral, que permite la movilización del hueso, los trocánteres mayor y menor, donde se insertan los músculos y ligamentos, y el cuello femoral que sirve de puente entre los trocánteres y la cabeza femoral como muestra la Figura 2-8 [4, 9, 5]. Cada una de estas partes que conforman al fémur, se describen a continuación:

### **- Cabeza Femoral.**

La cabeza del fémur es esférica y se articula con el acetábulo del hueso coxal (Figura 2-6). Se caracteriza por presentar una pequeña depresión no articular (fosita) en su superficie medial para la inserción del ligamento de la cabeza. En una cadera normal, el centro de la cabeza femoral coincide con el centro del acetábulo. La cabeza femoral tiene un diámetro promedio de 45 mm para las mujeres y 52 mm para los hombres [4, 9, 10, 88, 89, 90, 13, 92].

### **- Cuello Femoral.**

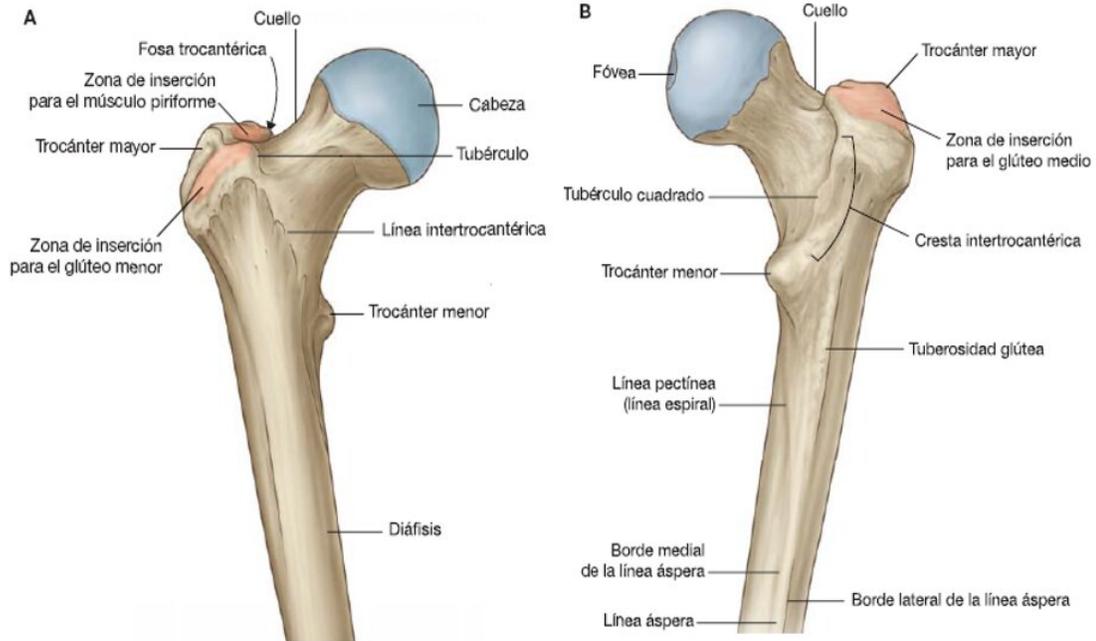
El cuello del fémur (Figura 2-8) es un puntal cilíndrico de hueso que conecta la cabeza con la diáfisis. Se proyecta a nivel supero-medial desde la diáfisis formando un ángulo de aproximadamente de  $125^\circ$  y se proyecta ligeramente hacia delante. La orientación del cuello respecto de la diáfisis aumenta el arco de movilidad de la articulación de la cadera [4].

### **- Trocánter mayor y trocánter menor.**

La parte superior de la diáfisis del fémur alberga el trocánter mayor y menor, que son zonas de inserción para los músculos que mueven la articulación de la cadera. Los trocánteres proporcionan puntos de unión para los músculos que cruzan la articulación de la cadera.

El trocánter mayor se extiende a nivel superior desde la diáfisis del fémur, justo en la región lateral donde se une al cuello del fémur. Continúa a nivel posterior donde su superficie medial tiene un surco profundo que forma la fosa trocántérica. La pared lateral de esta fosa tiene una depresión oval marcada para la inserción del músculo obturador externo (Figura 2-8).

El trocánter menor es más pequeño que el mayor y tiene una forma cónica roma. Se proyecta en sentido posteromedial desde la diáfisis del fémur, justo por debajo de la unión con el cuello, como muestra en la Figura 2-8 [4, 9].

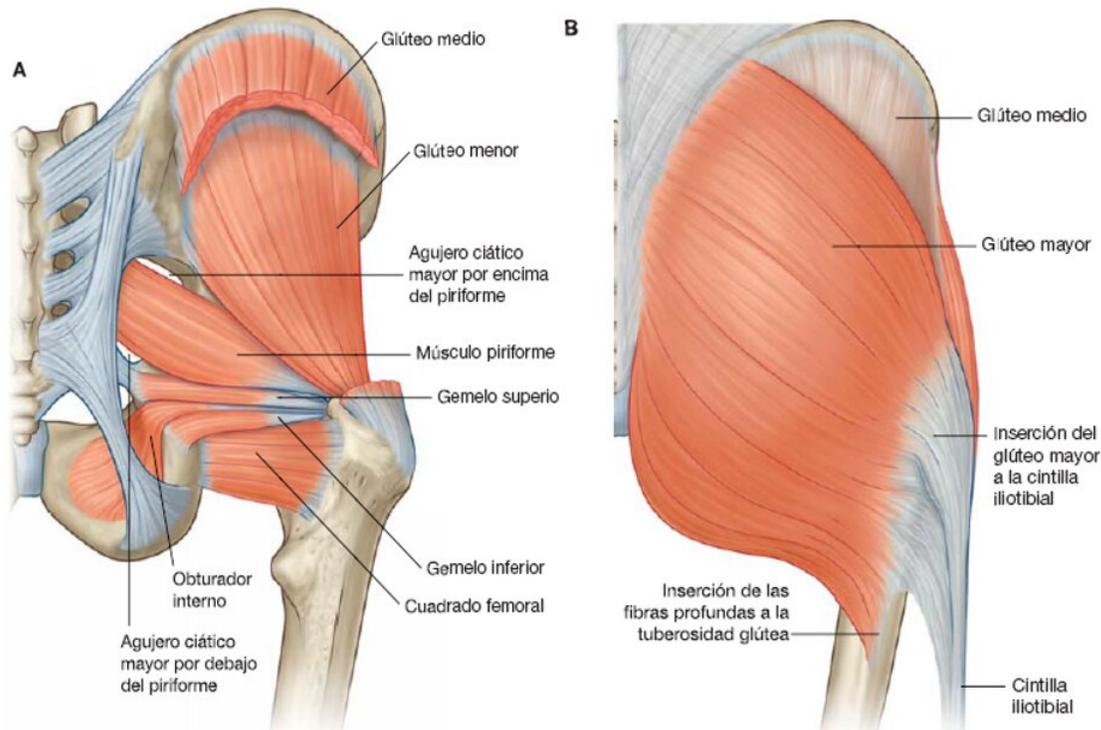


**Figura 2-8:** Extremo proximal del fémur (derecho). **A.** Vista anterior. **B.** Vista posterior [4].

#### 2.2.4. *Músculos de la cadera.*

La cadera tiene 17 músculos comúnmente catalogados en cuatro grupos dependiendo de su orientación alrededor de la cadera: el grupo glúteoal, el grupo lateral rotatorio, el grupo aductor y el grupo ilopsoas. A continuación, se describe algunos de los más importantes.

El músculo psoaciliaco se inserta en el trocánter menor siendo un potente flexor de la cadera y rotador externo del fémur. Por la parte anterior están los músculos piriforme, cuadrado crural, obturador interno y geminos que son rotadores externos del fémur a nivel de la cadera. Desde el punto de vista funcional, el principal músculo de la cadera es el glúteo medio (Figura 2-9 “A”) que se inserta distalmente en el trocánter mayor. Su función es la abducción de la cadera, aunque sus fibras anteriores también ayudan en la flexión. Éste músculo estabiliza la cadera y la pelvis durante la marcha. El glúteo menor ayuda en la acción del glúteo medio pero su eficiencia es mucho menor. Por otra parte, el glúteo mayor (Figura 2-9 “B”) se inserta hacia la parte posterior del fémur proximal siendo principalmente extensor de la cadera [4].



**Figura 2-9:** Músculos de la región glútea. **A.** Vista posterior. **B.** Glúteo mayor [4].

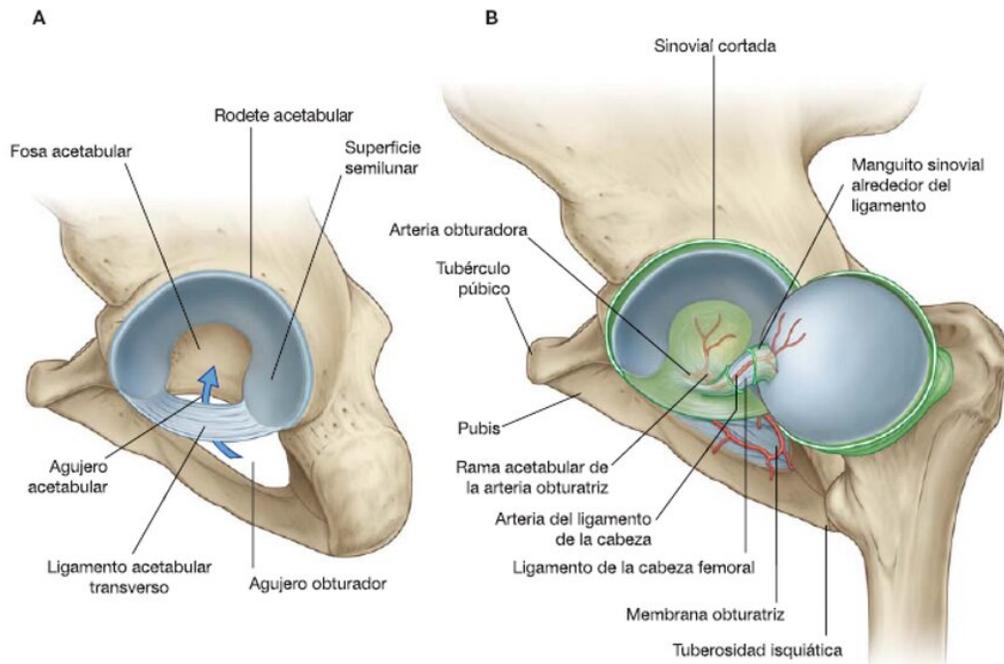
### 2.2.5. Tejido Cartilaginoso.

El cartílago articular permite que el movimiento de los huesos entre sí se genere sin daño y dolor, siempre y cuando se mantenga deslizable debido al líquido dentro de la membrana sinovial. A diferencia del hueso, el cartílago tiene un potencial muy pobre para la curación, en el caso de las articulaciones, cualquier daño puede conducir a la osteoartritis.

En la Figura 2-10 “A” se muestra el acetábulo totalmente cubierto por una cápsula de fibrocartílago conocido como labrum o rodete acetabular. Este recubrimiento evita la pérdida de líquido sinovial y también proporciona una mayor profundidad al acetábulo, lo cual impide que la cabeza femoral se deslice fuera de lugar. El acetábulo rodea casi por completo la cabeza hemisférica del fémur y contribuye sustancialmente a la estabilidad de la articulación. La fosa acetabular contiene tejido conjuntivo laxo y la superficie semilunar está cubierta de cartílago

hialiano y es más ancha a nivel superior.

En la Figura 2-10 “B” se puede observar que la cabeza del fémur está cubierta por cartílago hialiano (excepto en la fosita). Así como también, se puede observar el ligamento de la cabeza del fémur (ligamento redondo). Este ligamento es una banda plana de tejido conjuntivo fino que se une por un extremo a la fosita de la cabeza del fémur y por el otro extremo a la fosa acetabular [4, 9, 10, 88, 89, 92].

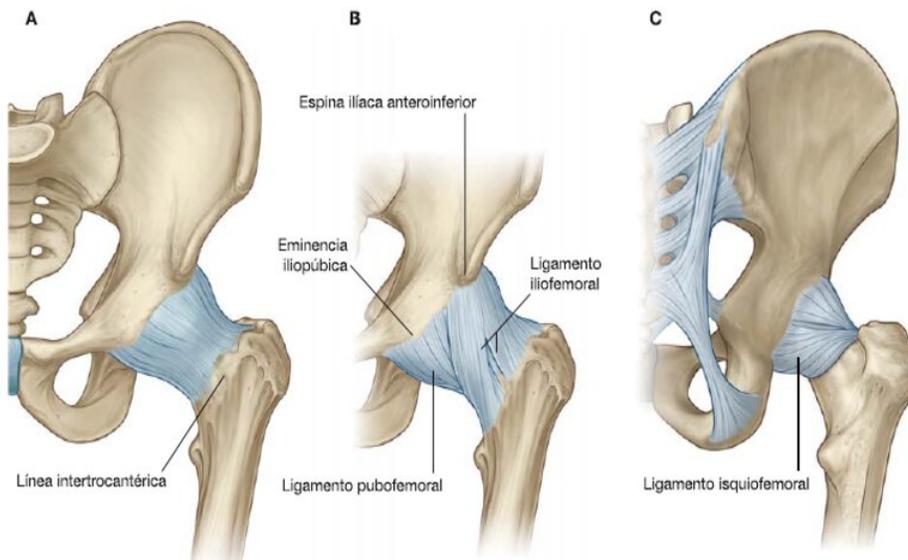


**Figura 2-10:** Articulación de la cadera. **A.** Ligamento transverso del acetábulo. **B.** Ligamento de la cabeza del fémur. La cabeza del fémur se ha girado en sentido lateral fuera del acetábulo para mostrar el ligamento [4].

### 2.2.6. Ligamentos de la cadera.

Son tres los ligamentos que ayudan a estabilizar y dar soporte a la articulación de la cadera. Estos ligamentos se describen a continuación:

- El **ligamento iliofemoral** es anterior a la articulación de la cadera y tiene forma triangular (Figura 2-11 "B"). Su vértice se inserta en el ilion entre la espina iliaca antero-inferior y el borde del acetábulo, y su base se une a lo largo de la línea intertrocanterica del fémur. Las partes del ligamento insertadas por encima y por debajo de la línea intertrocanterica son más gruesas que las insertadas en la parte central de la línea. Esto da al ligamento un aspecto en Y.
- El **ligamento pubofemoral** es anteroinferior a la articulación de la cadera (Figura 2-11 "B"). También tiene forma triangular, con su base unida en sentido medial a la eminencia iliopúbica, al hueso adyacente y a la membrana obturatriz. A nivel lateral se funde con la membrana fibrosa y con la superficie profunda del ligamento iliofemoral.
- El **ligamento isquiofemoral** refuerza la cara posterior de la membrana fibrosa (Figura 2-11 "C"). Se inserta a nivel medial en el isquion, justo posteroinferior al acetábulo, y lateralmente al trocánter mayor, en profundidad respecto al ligamento iliofemoral.



**Figura 2-11:** Membrana fibrosa y ligamentos de la cadera. A. Membrana fibrosa de la cápsula articular. Vista anterior. B. Ligamentos iliofemoral y pubofemoral. Vista anterior. C. Ligamento isquiofemoral. Vista posterior [4].

Las fibras de los tres ligamentos se orientan en forma de espiral alrededor de la articulación de la cadera, de manera que se tensan cuando la articulación se extiende. Esto estabiliza la articulación y reduce la cantidad de energía muscular necesaria para mantener la bipedestación [4, 9].

### **2.3. Tejido Óseo.**

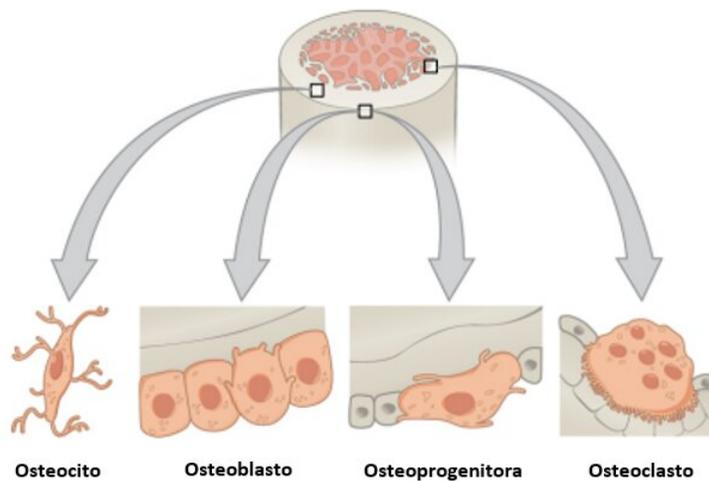
El hueso es un tejido conjuntivo vivo y calcificado que forma la mayor parte del esqueleto. Consiste en una matriz calcificada intracelular, que contiene también fibras de colágeno y diversos tipos de célula en su matriz. Tiene una gran capacidad de almacenamiento de energía debido a la estructura porosa del hueso trabecular. La característica que distingue al tejido óseo de los otros tejidos conjuntivos es la mineralización de su matriz, que produce un tejido muy duro capaz de proveer sostén y protección. El mineral es fosfato de calcio en forma de cristales de hidroxiapatita.

En virtud de su contenido mineral el tejido óseo sirve también como sitio de depósito de calcio y fosfato. Tanto el calcio como el fosfato pueden ser movilizados de la matriz ósea y captados por la sangre según sea necesario para mantener las concentraciones adecuadas en todo el organismo. Por lo tanto, además de brindar sostén y protección, el tejido óseo desempeña un papel secundario importante en la regulación homeostática de la calcemia (concentración de calcio en la sangre). A primera vista, la estructura y composición del hueso parece ser la misma en todos los huesos. Sin embargo, en un examen más profundo, el hueso resulta ser un tejido heterogéneo, con la composición y la estructura que varía según el sitio del cuerpo, la función, la edad y el sexo del sujeto. A pesar de esta heterogeneidad, los componentes son los mismos en todos los huesos [82, 83, 84, 85, 86, 9, 94].

El tejido óseo está continuamente remodelado y se considera un tejido dinámico que tiene excelente capacidad para repararse y puede alterar sus propiedades y configuraciones en respuesta a la demanda mecánica. El tejido óseo puede considerarse un material de dos fases. Se compone de una fase inorgánica formada por componentes minerales, que representa el 75 % de la masa ósea y una matriz orgánica, en la que se dispersan las células de colágeno, que constituye el otro 25 % de la masa ósea total. Como consecuencia de la mezcla de las partes que lo componen, el hueso tiene propiedades elásticas.

La matriz orgánica consiste principalmente en fibras de colágeno tipo 1 que representan más del 90 % de toda la sustancia orgánica. El 10 % restante corresponde a componentes nanocolagenos tales como proteínas, proteoglicanos, fosfolípidos, glicoproteínas y fosfoproteínas [82, 83, 84, 85, 86, 9]. Las fibras de colágeno son las estructuras que resisten las fuerzas de tracción en el hueso. Están formadas por moléculas formadas por tres cadenas polipeptídicas dispuestas en una configuración helicoidal.

Hay cuatro células implicadas durante el desarrollo del tejido óseo: células osteoprogenitoras, osteoblastos, osteocitos y osteoclastos (Figura 2-12) [82, 83, 84, 85, 86, 9].

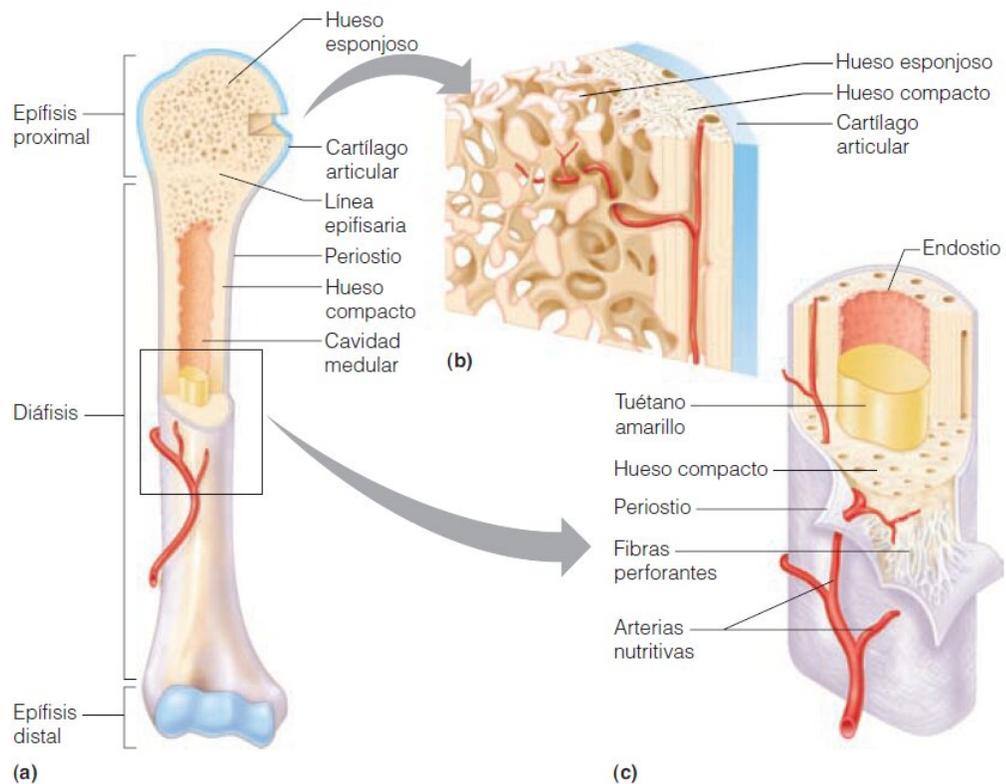


**Figura 2-12:** Células del hueso [7].

### **2.3.1. Tipos de tejido óseo.**

El hueso, como tejido, consta de dos tipos histológicos: no lamelares y lamelares. El hueso no lamelar también conocido como “fibra gruesa”, “tejido” o “hueso inmaduro” se caracteriza por la presencia de fibras de colágeno en una orientación cuasi-aleatoria. Este tejido se puede encontrar en los huesos de los fetos y niños pequeños, y también al comienzo del proceso de curación de la fractura. El otro tipo de tejido óseo se conoce como hueso laminar o maduro, en el que las fibras de colágeno están organizadas en capas o láminas paralelas (laminillas).

Los huesos no son completamente sólidos, estos tienen pequeños huecos en su estructura, formando pequeños canales donde los vasos sanguíneos trabajan y cumplen su función de intercambio de nutrientes. Macroscópicamente, el tejido óseo se clasifica en hueso cortical o compacto y hueso trabecular o esponjoso. Las estructuras básicas de los huesos cortical y trabecular son osteones y trabéculas respectivamente, como se ilustra en la Figura 2-13. Ambos tipos de tejido se encuentran en la mayoría de los huesos [8].



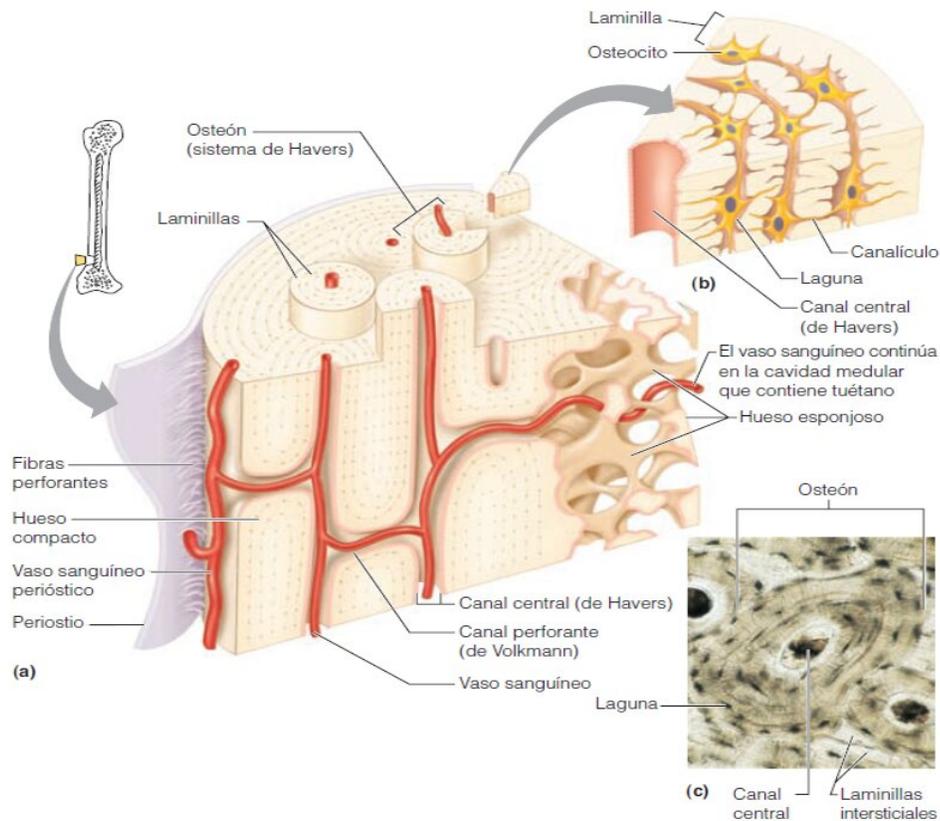
**Figura 2-13:** Estructura de un hueso largo (húmero). **(a)** Vista anterior con un corte longitudinal en el extremo proximal. **(b)** Vista tridimensional en forma de cuña del hueso esponjoso y del hueso compacto de la epífisis. **(c)** Sección transversal de la diáfisis. Tenga en cuenta que la superficie externa de la diáfisis está cubierta por un periostio, pero la superficie articular de la epífisis (véase (b)) está cubierta por cartílago de hialina [8].

### **2.3.2. *Hueso cortical o compacto.***

El hueso cortical constituye el 80 % del esqueleto y tiene pocos espacios entre sus componentes duros. Forma la capa externa de todos los huesos y la mayoría de los ejes de hueso largo. El hueso cortical resiste las tensiones producidas por la postura vertical y el movimiento en general [95].

En el primer nivel de la estructura jerárquica, hay dos distribuciones de materiales diferentes. El primero es el hueso tejido, que es un tejido óseo menos organizado; se forma alrededor de un armazón de fibras de colágeno y es finalmente reemplazado por hueso maduro. El segundo es el tejido óseo cortical osteonal, que incluye vasos sanguíneos centrales, conocidos como canal de Havers y osteones, que son tubos óseos que rodean el canal. Los osteones primarios se forman por la mineralización del cartílago, mientras que los osteones secundarios se forman mediante el reemplazo del hueso existente como resultado de la remodelación [96, 97, 98].

En la estructura de segundo nivel del hueso cortical, son las laminillas las que forman los osteones. Estas entidades son capas de hueso, que rodean el canal de Havers. Las lagunas (los agujeros elipsoidales dentro de la matriz ósea) que contienen las canalículas y osteocitos, también se encuentran en los osteones. Las canículas aparecen durante la remodelación ósea y son los túneles que conectan las lagunas y las líneas de cemento. Las estructuras jerárquicas de los huesos lamelares y osteonales se ilustran en la Figura 2-14 [96, 97, 98].



**Figura 2-14:** Estructura microscópica del hueso compacto. Diagrama de un segmento con forma de cuña del hueso compacto. (El recuadro muestra una vista mucho más ampliada) [8].

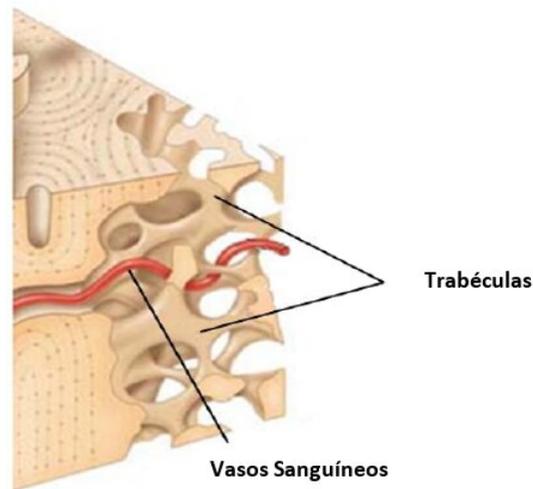
### 2.3.3. *Hueso trabecular o esponjoso.*

El hueso trabecular representa el 20 % de la masa del esqueleto, pero ocupa un volumen mayor que el hueso cortical. Este tipo de tejido se encuentra principalmente en los extremos de los huesos largos, así como en las vértebras. Sin embargo, todos los huesos contienen alguna proporción de este tejido. El hueso trabecular ayuda en la disipación y distribución de energía de las cargas en las articulaciones durante las actividades diarias.

La principal diferencia entre hueso cortical y trabecular aparece en el primer nivel estructural, el hueso trabecular es mucho más poroso que el hueso cortical, como se ilustra en la Figura 2-15. A este nivel, la entidad estructural básica es la trabécula, que es un elemento en forma de bastón que contiene fibras de colágeno dispuestas en láminas paralelas. Las trabéculas se orientan precisamente a lo largo de las líneas de carga, una característica

que les permite resistir y transferir cargas sin romperse. Los vasos sanguíneos no se encuentran en las trabéculas.

La segunda estructura jerárquica del hueso trabecular contiene entidades similares al hueso cortical, pero con diferente tamaño y disposición, ya que las láminas no están dispuestas concéntricamente [86, 96, 97, 98].



**Figura 2-15:** Estructura típica del hueso trabecular [9, 8].

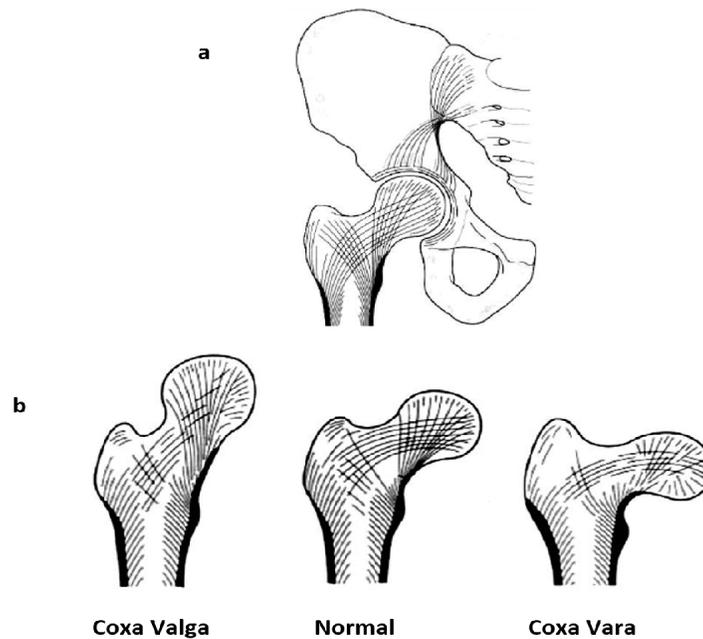
### - *Sistemas trabeculares.*

Los sistemas trabeculares son la base anatómica del hueso trabecular; formado por las trabéculas donde se disipan las cargas para distribuir las, absorberlas o transmitir las. Los sistemas trabeculares de cada hueso generalmente continúan su interacción con la disipación de las cargas a través de las articulaciones.

Dos sistemas trabeculares están presentes en la articulación de la cadera, ambos tienen como origen el hueso pélvico y pasan a través del acetábulo para continuar en la cabeza y el cuello femoral. El sistema lateral, también conocido como sistema de tensión, comienza en la parte superior de la superficie auricular de la pelvis, converge en la muesca ciática, cambia de dirección y va hacia el acetábulo donde las trabéculas se continúan con las trabéculas de la zona cortical inferior en la cabeza femoral, y finalmente termina en la diáfisis femoral lateral. El segundo sistema es el medial, también conocido como el sistema compresivo; iniciándose en la superficie auricular inferior, las trabéculas pasan por la parte proximal del acetábulo para hacerse continuas con las trabéculas en

la zona superior de la cabeza femoral y terminan en la superficie cortical interna medial de la diáfisis. La Figura 2-16 a muestra la ubicación de los sistemas trabeculares en la articulación de la cadera.

La configuración de estos sistemas se modifica en respuesta a las cargas de compresión en la articulación, de modo que, si cambia la dirección de las tensiones, los sistemas se remodelan para alinearse con los patrones de tensión. La Figura 2-16 b muestra la aparición de los sistemas trabeculares cuando hay una anomalía morfológica en la epífisis proximal femoral y, en consecuencia, una distribución diferente de las cargas [10, 99].



**Figura 2-16:** Sistema trabecular de la cadera [9, 10].

#### **2.3.4. Comportamiento mecánico del hueso.**

El hueso, como entidad física, está sujeto a las leyes de la física y la mecánica que permiten comprender su comportamiento bajo cargas externas. Existen diferencias significativas en las propiedades mecánicas del hueso cortical y trabecular. El hueso cortical es más rígido que el hueso trabecular, soportando tensiones más altas, pero exhibiendo menor tensión antes de la falla.

Las propiedades mecánicas del hueso dependen del tipo de carga aplicada en relación con la orientación de los sistemas trabeculares, mientras que las propiedades del hueso trabecular también se determinan por factores adicionales como densidad, localización y función. Diferente a los materiales inertes, los materiales biológicos como el hueso pueden alterar sus propiedades mecánicas, forma y tamaño bajo estímulos apropiados. En un ambiente fisiológico, el tejido óseo se somete a carga continua, lo cual es esencial para mantener el equilibrio en el proceso complejo de formación-reabsorción [82, 86, 9, 10, 13, 96, 100, 15].

El hueso es un material anisotrópico porque presenta una respuesta diferente según los ejes de carga, de modo que el comportamiento del hueso es diferente cuando se carga en la dirección longitudinal o en la dirección transversal. Además, su comportamiento mecánico también depende de la geometría, las tasas de carga, los modos de carga y la frecuencia de carga [82, 86, 9, 10, 13, 96, 100, 15, 101, 102, 103, 104, 105, 106, 14].

### **- Carga de los huesos.**

En los vertebrados, el hueso es raramente cargado en un solo modo durante los movimientos del cuerpo. La carga del hueso en vivo es compleja por dos razones principales: los huesos están constantemente sometidos a múltiples cargas indeterminadas, y su estructura geométrica es irregular. Fuerzas y momentos pueden aplicarse a una estructura en varias direcciones, produciendo tensión, compresión, flexión, corte y torsión, como se muestra en la Figura 2-17.

- **Tensión.** En este modo de carga, se aplican fuerzas de la misma magnitud y dirección opuesta hacia fuera desde la superficie de la estructura. La carga por tracción produce un alargamiento de la estructura y los esfuerzos de tensión más altos están situados en un plano perpendicular a la aplicación de la carga. En los huesos, las fallas de tensión son el resultado del desprendimiento entre los osteones y se observan generalmente en los huesos con una gran proporción de hueso trabecular. Fracturas de tracción puras se encuentran comúnmente en las zonas de inserción del ligamento.
- **Compresión.** Durante la carga de compresión, se aplica un par de fuerzas iguales y opuestas hacia la superficie de la estructura, dando lugar a un acortamiento en el material. Como en el modo de tensión, los esfuerzos más altos durante la compresión están situadas en un plano perpendicular a las cargas aplicadas. En el hueso cortical, la falla bajo este tipo de carga es principalmente a través del agrietamiento oblicuo de los osteones,

mientras que en el hueso trabecular es por el agrietamiento de las trabéculas. Las fracturas por compresión se encuentran comúnmente en las vértebras, que se someten a altas cargas de compresión.

- **Corte.** Durante este modo de carga, se aplican cargas antiparalelas sobre la superficie de la estructura. En consecuencia, el esfuerzo cortante resultante y la deformación se localizan dentro de la estructura. Cuando se carga una estructura bajo tensión o compresión, se producen esfuerzos de corte internos.
- **Flexión.** Durante la flexión, el hueso se somete a carga de tensión / compresión mezclada aplicando tres o cuatro fuerzas para producir dos momentos iguales. Los esfuerzos de tensión y las deformaciones se producen en un lado del eje de flexión, mientras que los esfuerzos de compresión y las deformaciones se producen en el lado opuesto.
- **Torsión.** Este modo de carga se produce aplicando una carga para torcer el hueso alrededor de un eje, de modo que se obtiene un momento interno. Un hueso cargado en torsión produce esfuerzos de corte distribuidos en toda su estructura [82, 86, 9, 10, 13, 96, 100, 15, 107, 108].

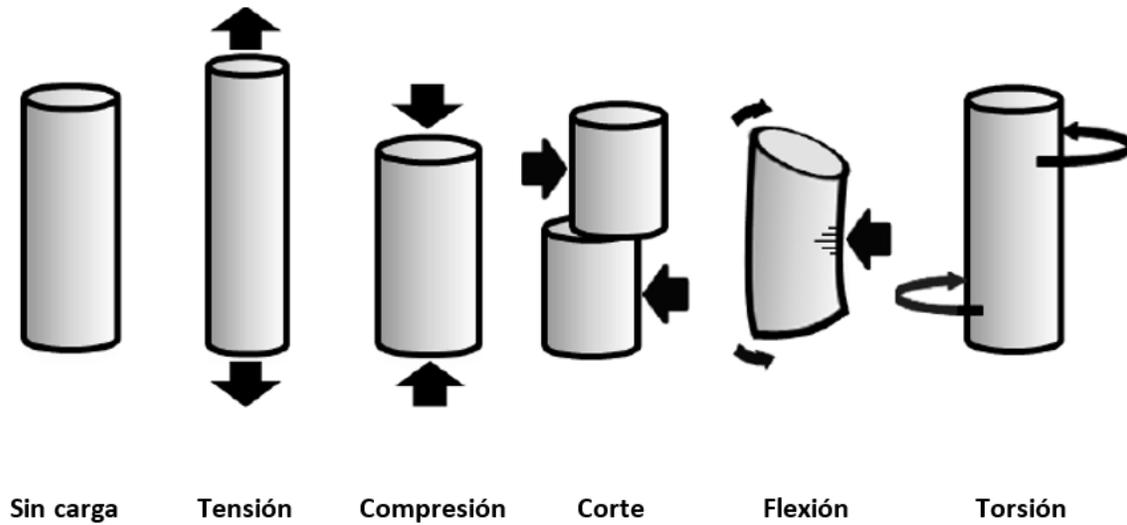


Figura 2-17: Tipos de carga [9].

### **- Tasa de carga y geometría.**

El comportamiento biomecánico óseo varía según la velocidad de carga y la geometría. Si el hueso es sometido a altas tasas de carga, es más rígido cuando las cargas no exceden los límites fisiológicos y es capaz de almacenar más energía antes de la fractura.

Durante la fractura, la energía acumulada se disipa; cuando la velocidad de carga es baja, esta energía puede producir una única grieta, entonces el hueso y los tejidos blandos permanecen relativamente intactos, y hay poco o ningún desplazamiento de los fragmentos óseos. Por el contrario, cuando el hueso está bajo una alta tasa de carga, la energía no puede disiparse lo suficientemente rápido para producir una única grieta, lo que resulta en la trituración ósea y una gran cantidad de tejido blando dañado. En consecuencia, las fracturas se clasifican en tres categorías: energía baja, alta y muy alta.

Las fracturas en el hueso son una consecuencia de una sola carga que excede la resistencia última del hueso, o una carga repetitiva de nivel inferior conocida como fractura por fatiga. El proceso de fatiga depende de la carga, el número de repeticiones y la frecuencia de carga [82, 86, 9, 10, 13, 96, 100, 15, 101, 102, 103, 104, 105, 106, 107, 108, 109].

Los estudios en Vitro han demostrado que la fractura en hueso trabecular ocurre cuando la tensión excede el 75% el límite de proporcionalidad del material, pero las fracturas del hueso cortical cuando la tensión excede el 2% de ese límite. La estructura porosa del hueso trabecular tiene una alta capacidad de almacenamiento de energía [13].

La geometría tiene un gran impacto en el comportamiento mecánico del hueso. Durante la carga de tracción y compresión el área de la sección transversal del hueso gobierna el comportamiento, con el área más grande, el hueso es más fuerte y más rígido. En flexión, el comportamiento mecánico del hueso está influenciado por el momento de inercia, que es la entidad matemática que tiene en cuenta la distribución del tejido alrededor del eje neutro y el área de la sección transversal. El hueso es más fuerte y más rígido cuando tiene un gran momento de inercia [82, 9, 13, 107, 108].

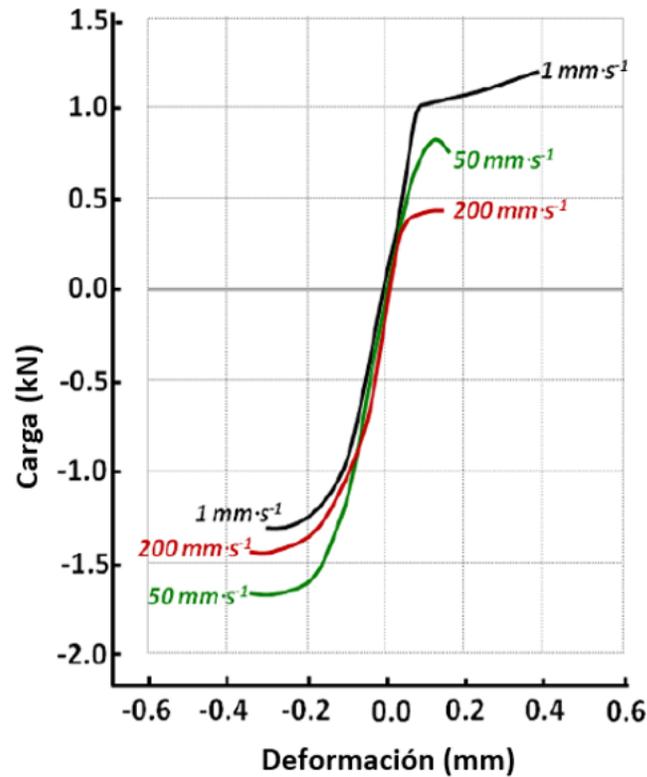
Debido a su longitud y estructura tubular, los huesos largos tales como el fémur, son sometidos a altos momentos de flexión en todas las direcciones durante las actividades diarias y también, presentan un momento de inercia alto producido por una cantidad sustancial de tejido que se distribuye lejos del eje neutro [82, 9, 13, 107, 108].

### ***2.3.5. Propiedad de los materiales del hueso.***

El tejido óseo es un tejido altamente vascular que tiene la capacidad de repararse y modificar sus propiedades de acuerdo con la demanda mecánica. El tejido óseo puede considerarse como un material bifásico, formado por un material fuerte y quebradizo y un material más blando y flexible. Las propiedades de los materiales más importantes del hueso son la resistencia y la rigidez, que están determinadas por los parámetros del material y la estructura anatómica.

Como parámetros del material, la resistencia y la rigidez del hueso, se determinan por la composición del material, la unión entre los componentes y la disposición microscópica, mientras que, como parámetros estructurales, la resistencia y la rigidez dependen de la geometría ósea y la ubicación anatómica.

El hueso es un material anisotrópico; por lo tanto, la resistencia y la rigidez varían dependiendo de la orientación y del tipo de carga a la que está sometido. En cuanto a la orientación, el hueso es más fuerte cuando la carga se aplica longitudinalmente que transversalmente, mientras que, en términos de las condiciones de carga, el hueso soporta cargas mayores cuando se somete a carga de compresión que en condiciones de tracción. Además, el hueso presenta una transición dúctil a frágil dependiendo de la tasa de deformación, como se ilustra en la Figura 2-18 [82, 86, 9, 10, 13, 96, 100, 15, 101, 102, 103, 104, 105, 106, 14, 12, 11].



**Figura 2-18:** Transición dúctil a frágil del hueso a diferentes tasas de carga [9, 11].

La resistencia de un material cuasi frágil es el esfuerzo último que un material puede soportar antes de debilitarse o fallar ( $\sigma_u$ ). La rigidez representa que tan elástico es un material y se puede medir calculando el módulo elástico del material, que es la pendiente de la región elástica en la curva esfuerzo-deformación del material.

La curva esfuerzo-deformación unitaria muestra el comportamiento de un material cuando se somete a diferentes condiciones de carga. Los esfuerzos ( $\sigma$ ) son las fuerzas internas resultantes de la aplicación de la carga ( $F$ ) que actúa para deformar una estructura sobre una determinada área de sección transversal ( $A$ ). El esfuerzo se puede obtener al realizar el cociente entre la fuerza y el área de sección transversal, como se observa en la siguiente ecuación.

$$\sigma = \frac{F}{A} \quad (2-1)$$

La deformación unitaria ( $\epsilon$ ) es la deformación sufrida por el material cuando se produce un esfuerzo y es expresada como el cambio en la longitud ( $\Delta L$ ) por unidad de longitud inicial ( $L$ ).

$$\epsilon = \frac{\Delta L}{L} \quad (2-2)$$

La Figura 2-19 muestra una curva característica de esfuerzo-deformación unitaria del hueso. El segmento inicial de la curva (línea recta) indica la región elástica y depende de la rigidez del hueso. La pendiente de esta porción de la curva se conoce como el módulo elástico del material. En esta etapa, la deformación es temporal cuando se le aplica una carga, después de retirar la carga, el material recupera su forma original. La transición del comportamiento elástico al plástico está determinada por el punto de fluencia y el valor del esfuerzo en este punto se conoce como esfuerzo de fluencia ( $\sigma_y$ ).

La segunda sección (parte curva de la gráfica) muestra la región plástica, donde el material, aunque se recupera parcialmente, se deforma permanentemente. Esta fase se conoce como Mecanismo de Daño Continuo elástico (MDC). En esta sección el material absorbe energía mediante el desarrollo de micro fracturas, pero sigue siendo una estructura integrada. En el caso de un incremento adicional de la carga, el material alcanza el esfuerzo último ( $\sigma_u$ ). En este punto el comportamiento del hueso entra en la región del Mecanismo de Falla (MF), donde se produce una fractura del material. Las fases de MDC y MF varían dependiendo del tipo de hueso, cortical o trabecular, capacidad de absorción de energía, velocidad de deformación, geometría de la muestra y tipo de carga [82, 86, 9, 10, 13, 96, 100, 15, 101, 102, 103, 104, 105, 106, 14, 12, 11].

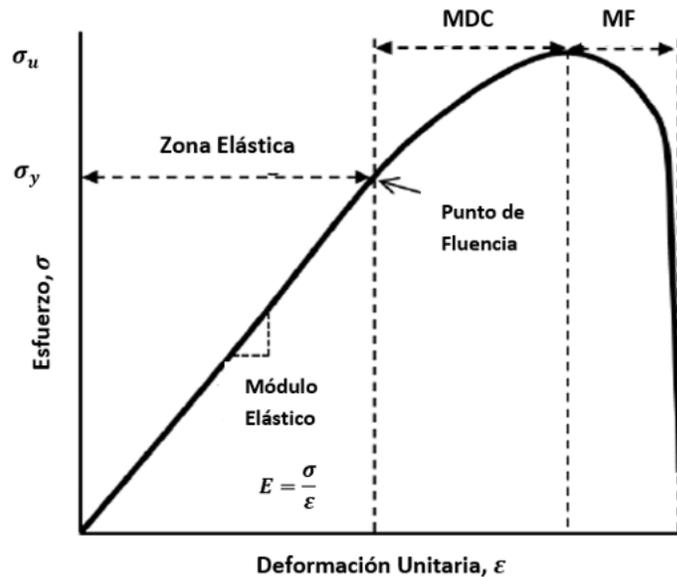


Figura 2-19: Curva Esfuerzo-Deformación unitaria del hueso [9, 12].

Se considera que el hueso entero es un material cuasi frágil; sin embargo, cada tipo de hueso exhibe un comportamiento particular referente al esfuerzo-deformación unitaria. La Figura 2-20 muestra las curvas esfuerzo-deformación unitaria del hueso cortical bajo carga de tracción y compresión. Se puede apreciar claramente que, el hueso cortical soporta esfuerzos mucho mayores bajo compresión que en tensión. La curva de compresión presenta una región elástica desde el origen hasta el punto de fluencia ( $A_C$ ). Debido a su condición frágil, la región MDC en el hueso cortical prácticamente no existe ( $A_C - B_C$ ), ya que los esfuerzos soportados después de pasar el esfuerzo de fluencia y antes de la falla son mínimas. Sin embargo, este esfuerzo último de compresión ( $B_C$ ) representa el inicio de MF en la estructura antes de comenzar a mostrar cierta resistencia contra la sobrecarga ( $C_C$ ). En este punto, la propagación de la fractura continúa en el hueso cortical antes de que se produzca una fractura completa ( $D_C$ ). La deformación cuando MF comienza bajo compresión se conoce como la deformación por aplastamiento. Las fracturas en compresión son comúnmente fracturas conminutas, que son aquellas en las que el hueso es astillado o aplastado [82, 86, 9, 10, 13, 96, 100, 15, 101, 102, 103, 104, 105, 106, 14, 108].

La curva de tensión presenta un comportamiento elástico que se eleva hasta su límite de elasticidad aproximadamente a la mitad del valor de la compresión ( $A_T$ ); sin embargo, la región plástica sugiere una mayor deformación antes de la fractura ( $A_T - B_T$ ). Este comportamiento plástico es una consecuencia de los componentes orgánicos del hueso, que proporcionan al hueso cierta ductilidad antes de una falla completa. A diferencia del comportamien-

to de compresión, cuando el hueso cortical alcanza su resistencia a la tensión final ( $B_T$ ), la falla es instantánea y el material se divide en dos o más secciones [82, 86, 9, 10, 13, 96, 100, 15, 101, 102, 103, 104, 105, 106, 14, 108].

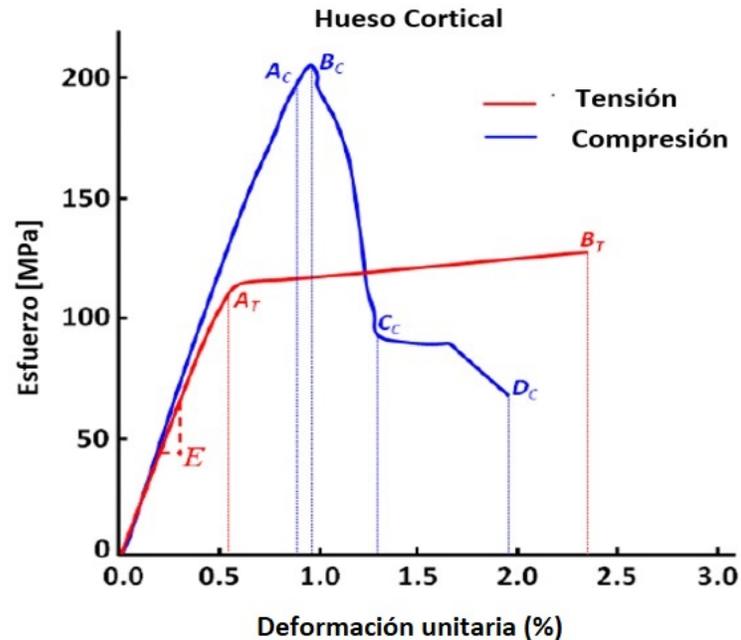


Figura 2-20: Curvas Esfuerzo-Resistencia del hueso cortical [9, 13, 14].

La Figura 2-21 muestra las curvas esfuerzo-deformación unitaria del hueso trabecular bajo carga de tracción y compresión. Se observa que, al igual que el hueso cortical, el hueso trabecular soporta mayores esfuerzos bajo compresión ( $B_C$ ) que a tensión ( $B_T$ ), sin embargo, los valores son mucho menores que los esfuerzos soportados por el hueso cortical. La curva de compresión presenta una región elástica desde el origen hasta el punto de fluencia ( $A_C$ ). Luego, aparece la fase de MDC ( $A_C - B_C$ ) y el MF comienza una vez que el hueso trabecular alcanza el esfuerzo de compresión último ( $B_C$ ), donde comienzan a ocurrir micro fracturas; sin embargo, debido a su estructura altamente porosa, el MF en el hueso trabecular presenta una gran resistencia de aplastamiento antes de que llegue a la fractura ( $B_C - C_C$ ) [3, 91, 98, 101, 106, 107, 11, 110, 111, 112, 113, 114, 16, 115, 116].

La curva de tensión presenta un comportamiento similar al de la curva de compresión, que tiene una región elástica desde el origen hasta el límite de elasticidad ( $A_T$ ), seguida de una región MDC desde el límite de elasticidad hasta su esfuerzo de tensión último ( $A_T - B_T$ ). Sin embargo, después del punto de re-

sistencia último, el MF comienza con micro fracturas en las trabéculas donde el hueso presenta un comportamiento dúctil pero irregular debido a la propagación inconsistente de grietas en su estructura porosa ( $B_T - C_T$ ). La deformación bajo tensión después del esfuerzo último se conoce como deformación por craqueo. La fractura final en tensión se produce a una magnitud del esfuerzo inferior a la de compresión ( $D_T$ ) [3, 91, 98, 101, 106, 107, 11, 110, 111, 112, 113, 114, 16, 115, 116].

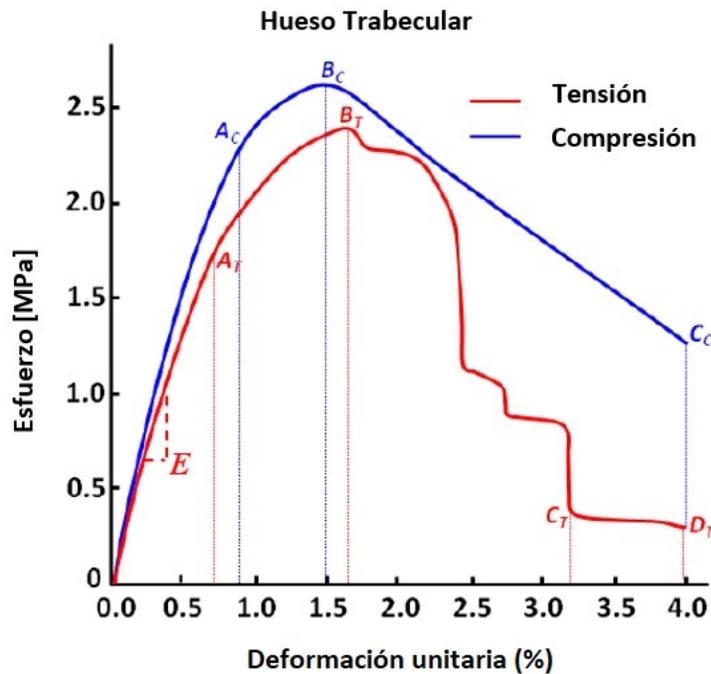


Figura 2-21: Curvas Esfuerzo-Resistencia del hueso trabecular [9, 13, 14].

## 2.4. Tejido Cartilaginoso.

El cartílago es un tejido conectivo con funciones muy definidas. Desempeña un papel importante en el desarrollo del cuerpo humano. En el embrión humano, forma un esqueleto primitivo. Este tejido especializado es fibroso y denso, no contiene vasos sanguíneos y utiliza la matriz extracelular para el transporte de nutrientes. El cartílago se encuentra en todo el cuerpo, principalmente en las articulaciones y la columna vertebral, pero también se encuentra en los oídos, la garganta y la nariz.

El cartílago tiene una distribución no homogénea de fibrillas de colágeno y se divide en tres zonas, como se muestra en la Figura 2-22. La zona superficial tangencial contiene capas de fibras de colágeno de alta densidad paralelas a la superficie articular; en la zona media, las fibras están ampliamente espaciadas y, finalmente, la zona profunda contiene fibras de colágeno más grandes orientadas radialmente y mezcladas con el cartílago calcificado. Dependiendo del tipo de cartílago, varias cantidades de fibras de colágeno y elastina están incrustadas en la matriz, lo que hace que el cartílago sea flexible o muy fuerte y resistente [9, 88, 96, 100, 15, 110, 111].

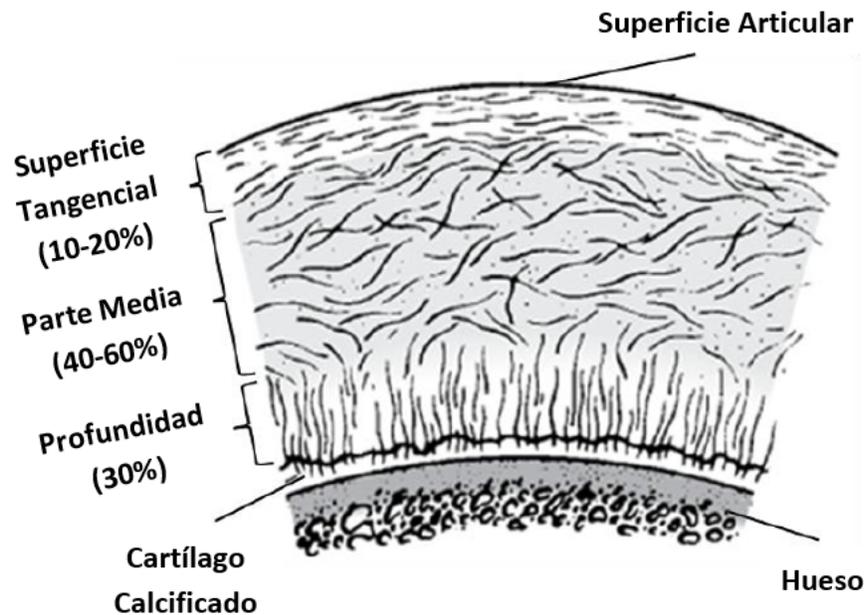


Figura 2-22: Zonas del cartílago articular [9, 13, 14].

#### 2.4.1. Tipos de tejido cartilaginoso.

Los tres tipos de cartílago que se encuentran en el cuerpo son:

- **Cartílago hialino.** Cuando el feto se está desarrollando en el útero todo el sistema esquelético está hecho de cartílago hialino y es visible después de los primeros 3 meses de embarazo. La mayor parte de este cartílago hialino es gradualmente reemplazado por hueso, durante los próximos 6 meses por el proceso de osificación. Sin embargo, parte del cartílago permanece como una cubierta en las superficies de los huesos, específicamente en las articulaciones, donde se conoce como cartílago articular. En el cuerpo humano, los cartílagos costales

que unen los extremos anteriores de los siete pares superiores de costillas al esternón, son cartílagos hialinos.

El cartílago hialino es un material bifásico; la fase fluida es una mezcla de agua y electrolitos mientras que la fase sólida se forma a partir de condrocitos y colágeno. El agua es el componente de volumen más grande dentro de la estructura del cartílago. En el cartílago normal, el 30 % de toda el agua se encuentra dentro del espacio intrafibrilar del colágeno y, para el tejido normal, esta cantidad no varía con la edad. Este sistema multifásico permite el flujo de fluidos y determina el comportamiento viscoelástico compresivo del cartílago. Las funciones principales del cartílago hialino son distribuir las cargas de las articulaciones sobre un área grande y permitir un movimiento relativo de las superficies de las articulaciones con un mínimo de fricción y desgaste [86, 9, 88, 8, 96, 15, 110, 112].

- **Fibrocartilago.** Este tipo de cartílago es denso y muy resistente al estiramiento. Los discos intervertebrales que rodean la médula espinal y actúan como amortiguadores entre las vértebras, están hechas de este fuerte cartílago. También, conecta los huesos pélvicos en la sínfisis púbica.
- **Cartílago elástico.** Este cartílago tiene un predominio de fibras de elastina incrustadas en la matriz. Estas fibras hacen este tipo de cartílago elástico y flexible al mismo tiempo que es capaz de volver a su forma original. El cartílago elástico forma el oído externo o aurícula y los conductos auditivos [86, 9, 88, 96, 15, 110, 111, 112].

#### ***2.4.2. Comportamiento mecánico del cartílago articular.***

El comportamiento mecánico del cartílago articular depende del tipo de carga a la que esté sometido. Bajo cargas de compresión, el rendimiento del cartílago depende del flujo de líquido intersticial, mientras que el movimiento de las fibras de colágeno determina el comportamiento al corte. Bajo tensión, el cartílago articular presenta propiedades anisotrópicas, porque las fibras de colágeno son más fuertes y más rígidas en las áreas superficiales [86, 9, 88, 96, 15, 110, 112, 113].

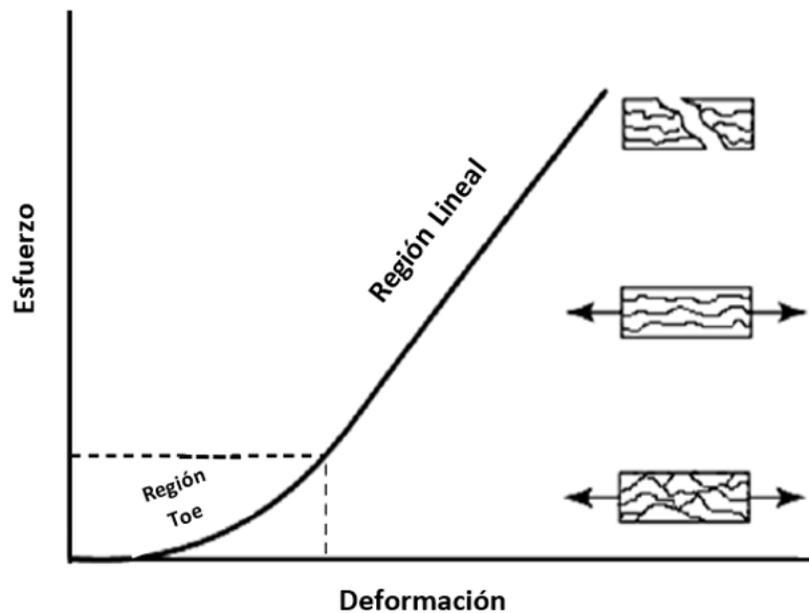
#### ***2.4.3. Propiedad de los materiales del cartílago articular.***

Las principales propiedades del cartílago articular son su capacidad para absorber y distribuir las cargas a las que se somete durante las actividades diarias y su facilitación del movimiento suave entre superficies articulares

con un coeficiente de fricción muy bajo.

El cartílago articular se considera un material compuesto viscoelástico formado por una matriz orgánica sólida de células y fibras de colágeno (que proporcionan resistencia y rigidez) y una matriz inorgánica de fluidos (agua con sales y proteínas). La distribución no homogénea de las fibras de colágeno es el principal factor que produce anisotropía [86, 9, 88, 96, 15, 110, 112, 113].

La Figura 2-23 muestra una curva de esfuerzo-deformación del cartílago articular (bajo tensión) y la correspondiente configuración de fibra de colágeno. La primera porción cóncava hacia arriba de la curva, llamada región Toe, es donde el incremento inicial de la fuerza produce una alineación de las fibras de colágeno en la dirección de la carga. La segunda porción de la curva representa el comportamiento lineal, donde las fibras continúan estirándose hasta el punto de falla [9, 13, 100, 15, 114].



**Figura 2-23:** Curvas Esfuerzo-Deformación del cartílago articular [9, 13, 15].

## **2.5. Tejido Ligamentoso.**

Un ligamento es un tejido conectivo fibroso que une hueso con hueso a través de las articulaciones. Además de fijar los huesos, los ligamentos proporcionan estabilidad mecánica y guían el movimiento en las articulaciones, manteniendo la congruencia y evitando el desplazamiento excesivo. Los ligamentos son bandas de elastina y fibras de colágeno acomodadas en un arreglo paralelo; y están pobremente vascularizadas.

En las articulaciones sinoviales como la cadera, los ligamentos se conocen como ligamentos capsulares porque rodean la cápsula articular. La articulación de la cadera también incluye un ligamento intra-capsular que ayuda con la estabilidad y permite una amplia gama de movimiento [9, 13, 15, 16].

### ***2.5.1. Comportamiento mecánico de los ligamentos.***

La estructura de los ligamentos varía entre los puntos de inserción y la sustancia media. Son mecánicamente más rígidos cerca de los huesos, donde reducen las concentraciones de esfuerzos y disminuyen el riesgo de desgarramiento del tejido en la interfase con el hueso. Los ligamentos son estructuras viscoelásticas, lo suficientemente flexibles para permitir el movimiento de los huesos a través de las articulaciones, pero lo suficientemente fuertes como para proporcionar resistencia a fuerzas externas y movimientos inusuales. Los ligamentos modifican su comportamiento en respuesta a la demanda mecánica, de modo que la resistencia a la tracción aumenta cuando se someten a actividades físicas, mientras que se reduce durante la inmovilización.

### ***2.5.2. Propiedad de los materiales de los ligamentos.***

Los ligamentos exhiben comportamiento viscoso y elástico cuando experimentan deformación. Esta naturaleza viscoelástica conduce a un comportamiento dependiente de la tasa de carga. Se contraen bajo carga de tracción y recuperan su forma original cuando se sustrae la tensión, sin embargo, no pueden conservar su forma original cuando la carga alcanza el límite de elasticidad o después de constantes deformaciones, por esta razón, cualquier luxación articular debe ajustarse rápidamente, de lo contrario los ligamentos se alargarán permanentemente, lo que predispondrá a la articulación a dislocaciones futuras [9, 13, 15, 16].

La Figura 2-24 muestra la típica curva esfuerzo-deformación de los ligamentos. La región inicial Toe representa la alineación de las fibras de colágeno y elastina en las que se producen grandes alargamientos con una pequeña cantidad de carga. La segunda región representa el comportamiento lineal del ligamento donde las fibras continúan con su orientación paralela. El Toe y las regiones lineales encajan dentro de la carga fisiológica. La tercera región comienza cuando la carga excede la carga fisiológica, representando el comienzo de micro-Fallas ( $\mu F$ ) de las fibras ligamentales que se indica por los picos y las inmersiones en la curva. Finalmente, la sobrecarga y / o la amplitud de movimiento fuera de los límites termina cuando ocurre una Falla Completa (FC) [110, 116].

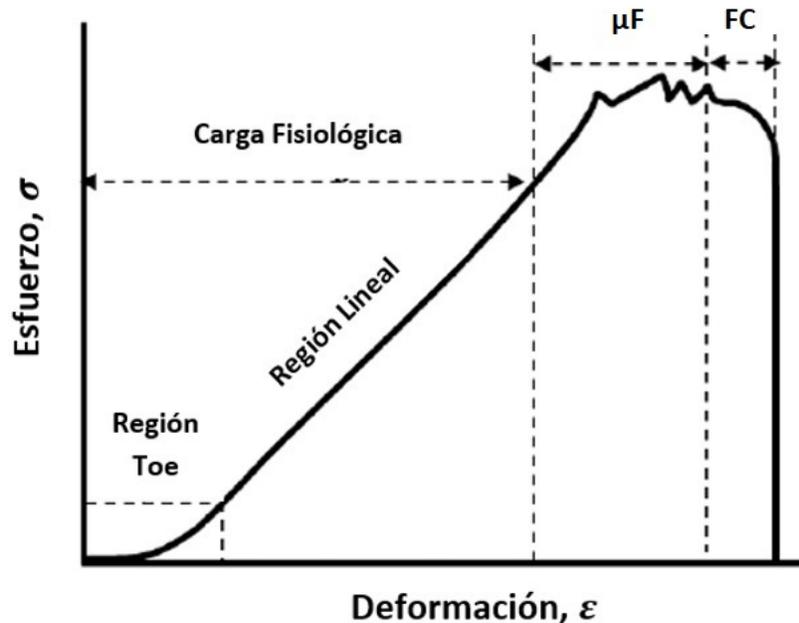


Figura 2-24: Curva Esfuerzo- Deformación unitaria del ligamento [9, 15, 16].

## 2.6. Biomecánica de la Cadera.

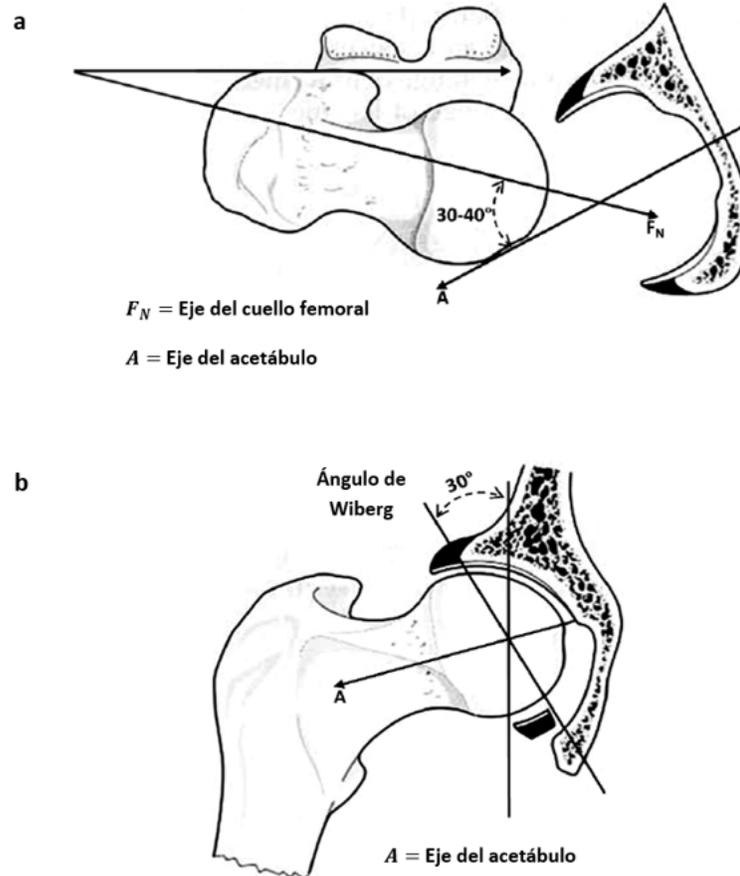
Además de ser la articulación más grande en el cuerpo humano, la cadera tiene una amplia gama de movimiento y gran estabilidad debido a su configuración de bola-acetábulo. Esta estructura es muy importante para el adecuado funcionamiento de la locomoción en vertebrados. Los trastornos o anomalías de la cadera podrían conducir a una mala asignación del esfuerzo en los tejidos de las articulaciones y, por tanto, causar patologías como la osteoartritis degenerativa.

***Relaciones angulares.***

Hay dos tipos de relaciones angulares; la primera está relacionada con la unión entre el acetábulo y el fémur. La segunda está relacionada con la geometría del fémur en sí.

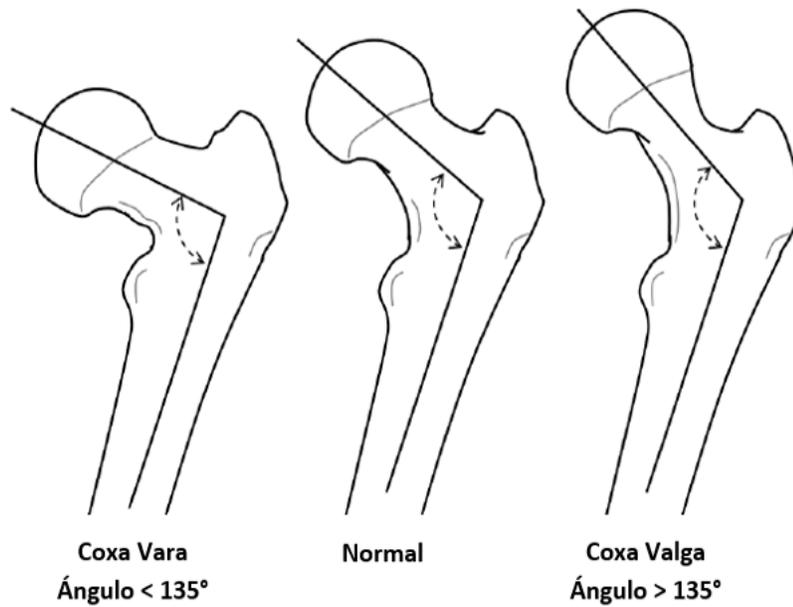
El eje acetabular se dirige lateralmente con dirección antero-inferior para articular con la cabeza femoral, donde el eje corre medialmente con dirección antero-superior debido al ángulo de anteversión del cuello femoral. En consecuencia, existe un ángulo de 30° a 40° entre los ejes del cuello femoral ( $F_N$ ) y el acetábulo (A), como se ilustra en la Figura 2-25 a. Además, la parte superior del acetábulo cubre lateralmente la cabeza femoral debido al ángulo de 30° a 40° formado entre la inclinación horizontal e inferior lateral del acetábulo.

La Figura 2-25 b muestra el ángulo de Wiberg, que es de unos 30° y está formado por la intersección de una línea imaginaria vertical que atraviesa el centro de la cabeza femoral, y una línea imaginaria oblicua formada por el centro de la cabeza femoral hasta los márgenes óseos del acetábulo [17, 9, 10, 89, 13, 91, 116].



**Figura 2-25:** Relaciones angulares en la cadera [9, 10].

El ángulo formado en el plano frontal entre el cuello femoral y el eje del fémur se conoce como ángulo de cuello a eje. En los recién nacidos, el ángulo de cuello a eje es de unos  $150^\circ$ , que disminuye gradualmente con la edad hasta alcanzar el valor de  $135^\circ$  a una edad adulta. Si el ángulo de cuello a eje es inferior a  $135^\circ$ , la condición se conoce como coxa vara y si supera los  $135^\circ$  se conoce como coxa valga, como se ilustra en la Figura 2-26. Dado que el sistema trabecular de la cadera es un sistema resultante de la unión de los sistemas desde el hueso pélvico y la cabeza femoral, cualquier desviación del cuello femoral altera la distribución del esfuerzo en la cadera como consecuencia de la disposición anormal de los sistemas trabeculares [17, 9, 10, 89, 13, 91, 116].



**Figura 2-26:** Ángulo de cuello al eje [9].

El ángulo de anteversión, está formado por la proyección del eje longitudinal del cuello femoral y el eje transversal de los cóndilos femorales. Este ángulo está dirigido medial y anterior, y promedia alrededor de 7.5° en adultos, como se muestra en la Figura 2-27.

Si el ángulo de anteversión es mayor que el promedio, se descubre una porción de la cabeza femoral que da lugar a una tendencia a la rotación interna de la pierna durante la marcha, para mantener la cabeza femoral dentro de la cavidad acetabular. Si el ángulo de anteversión es menor, la articulación de la cadera tiene una propensión a rotar externamente más fácilmente de lo normal durante la marcha. Esta condición se conoce como cadera retrovertida [17, 9, 10, 89, 13, 91, 116].

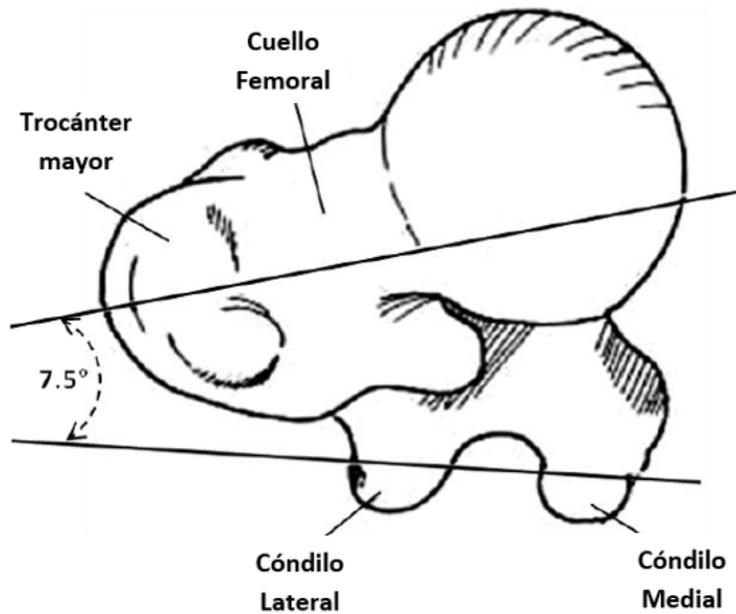


Figura 2-27: Ángulo de anteversión del fémur [9, 13].

### 2.6.1. Ejes de movimiento.

Como se mencionó anteriormente, la dirección del cuello femoral al plano horizontal y al plano frontal, son muy importantes para la estabilidad y el movimiento de la cadera. Además de las relaciones angulares entre la cabeza femoral con el acetábulo y el cuello femoral con el eje longitudinal, es importante mencionar los ejes del fémur alrededor del eje vertical y los ejes de rotación de la cadera en la que se realizan todos los movimientos.

### *Ejes femorales.*

Cuando el cuerpo está en posición vertical, hay un eje vertical natural desde el cual pueden localizarse los ejes anatómicos y mecánicos del fémur. El eje anatómico del fémur, es la línea imaginaria que corre longitudinalmente desde la parte distal a la parte proximal desde el centro de los cóndilos y el trocánter mayor, con un ángulo de  $6^\circ$  aproximadamente con respecto al eje vertical. El eje anatómico es también una referencia para medir el ángulo de

inclinación del cuello femoral [17, 9, 10, 89, 13, 91, 116].

El eje mecánico tiene el mismo origen que el eje anatómico, pero se dirige al centro geométrico de rotación de la cabeza femoral con un ángulo de  $3^\circ$  aproximadamente desde el eje vertical, como se muestra en la Figura 2-28.

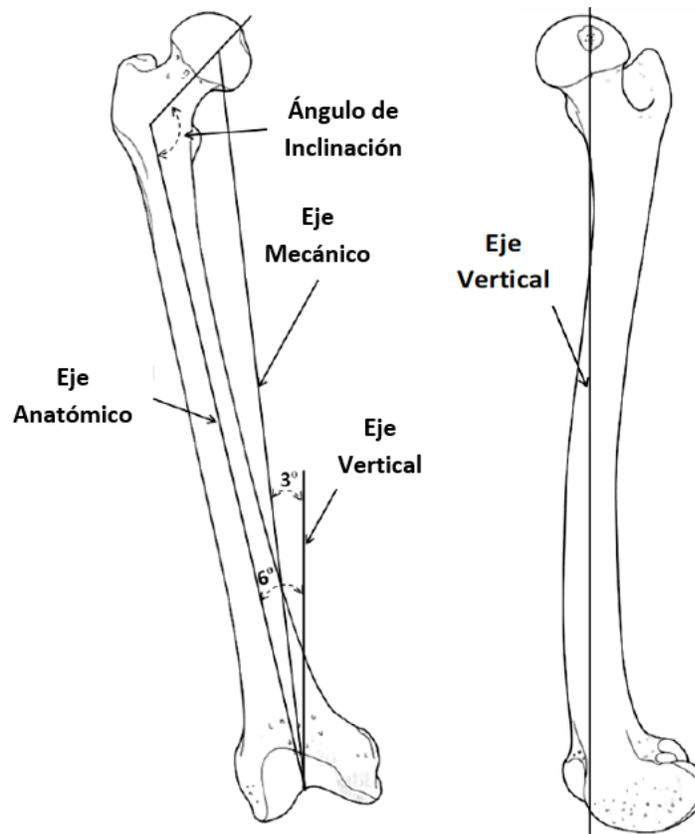


Figura 2-28: Eje vertical [9, 13].

### ***Ejes de rotación.***

La cadera tiene tres ejes de rotación que se intersectan en el centro geométrico de rotación de la cabeza femoral, como se muestra en la Figura 2-29. Los tres ejes están relacionados con diferentes movimientos de la cadera. El eje transversal, está formado por un plano frontal y un plano horizontal, y es el eje de flexión y extensión; el eje sagital, está formado por un plano sagital y un plano horizontal, y es el eje para los movimientos de aducción

y abducción; el eje vertical, que coincide con el eje longitudinal de la pierna cuando la cadera está en posición neutral, está formado por un plano sagital y un plano frontal, y es el eje de referencia para los movimientos de rotación interna y externa [17, 9, 10, 89, 13, 91, 116].

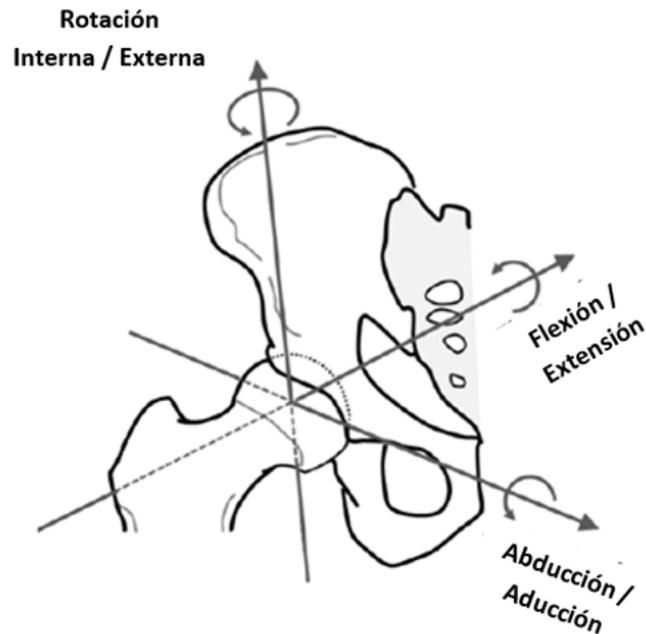


Figura 2-29: Ejes rotacionales [9].

### 2.6.2. Centro de rotación.

La cadera humana se suele considerar como una articulación esférica, con el centro de rotación definido como el centro de la articulación de la cadera. La ubicación del centro de rotación de la articulación de la cadera, es esencial en las cirugías reconstructivas con el fin de encontrar el brazo de palanca óptimo para el músculo del glúteo medio [115, 117, 118].

La Figura 2-30 muestra los sistemas de coordenadas pélvicas y femorales, y también el sistema de coordenadas conjuntas para la articulación de la cadera.

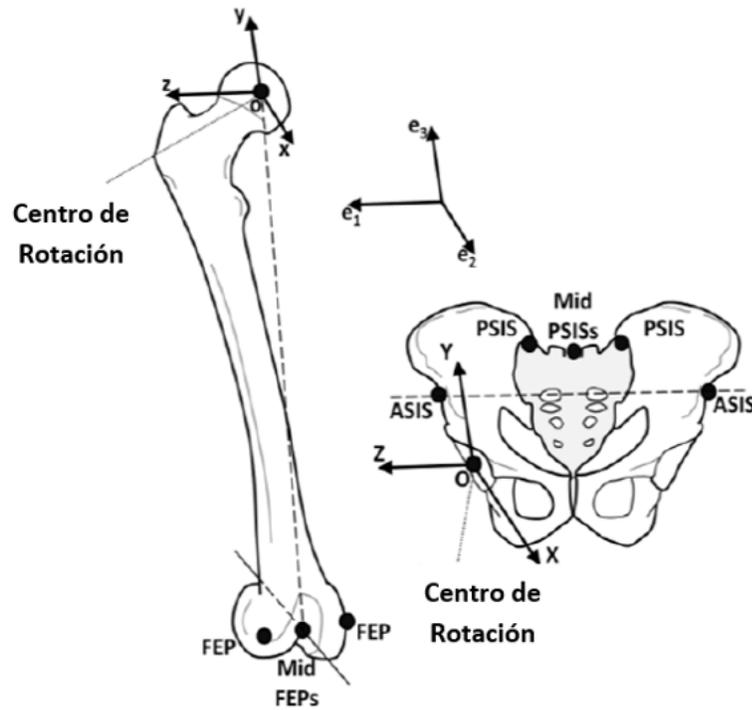


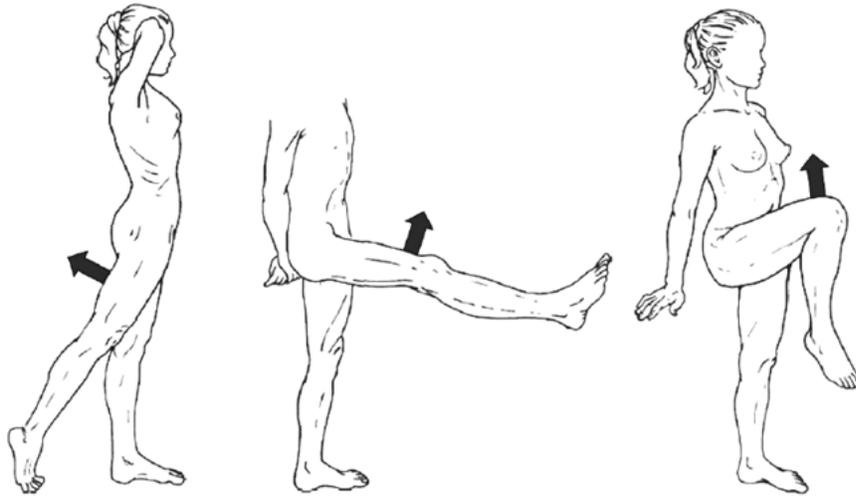
Figura 2-30: Sistema coordenado y centro de rotación de la cadera [9].

### 2.6.3. *Movimiento de la cadera.*

El movimiento de la cadera tiene lugar en todos los planos anatómicos. El movimiento de flexión-extensión tiene lugar en el plano sagital; abducción-aducción tiene lugar en el plano frontal, mientras que la rotación interna-externa se produce en el plano transversal [17, 9, 10, 89, 13, 91, 116].

#### *- Flexión-Extensión.*

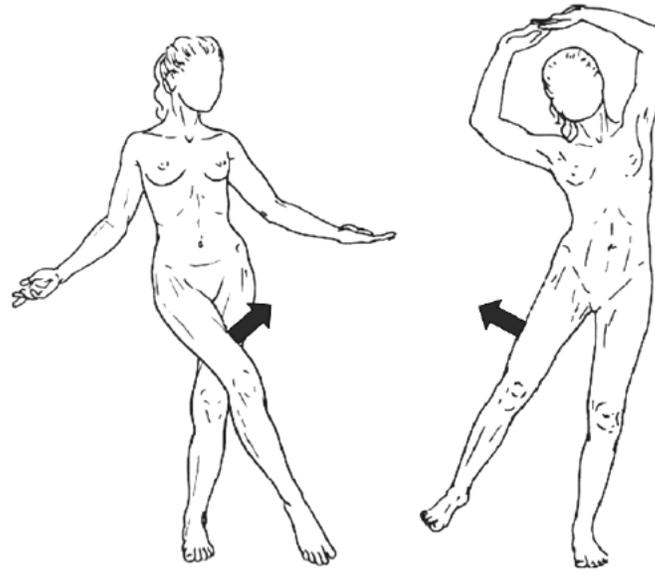
La flexión de la cadera está limitada por el contacto del muslo con la pared abdominal, con un rango de aproximadamente  $0^\circ$  a  $140^\circ$ . En extensión, el rango de movimiento es mucho menor, entre  $0^\circ$  y  $30^\circ$ , como se ilustra en la Figura 2-31 [17, 9, 10, 89, 13, 91, 116].



**Figura 2-31:** Movimiento de flexión y extensión [17, 9].

**- Abducción-Aducción.**

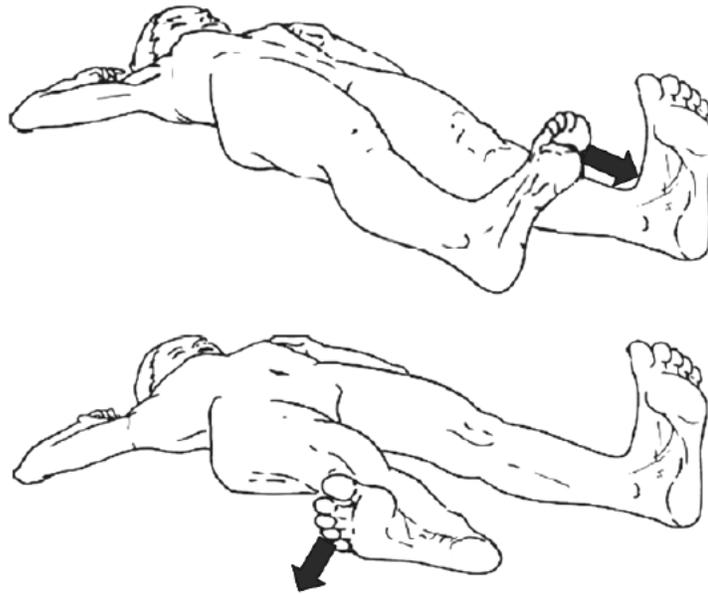
El rango de abducción es normalmente de  $0^\circ$  a  $30^\circ$  cuando el cuerpo está en posición neutral, pero cuando la cadera está parcialmente flexionada, la cadera puede alcanzar cerca de  $90^\circ$  de abducción. La aducción tiene un rango de  $0^\circ$  a  $25^\circ$ , que está limitado por el contacto con la extremidad opuesta, como se ilustra en la Figura 2-32 [17, 9, 10, 89, 13, 91, 116].



**Figura 2-32:** Movimiento de aducción y abducción [17, 9].

### **- Rotación.**

Con la cadera en posición neutral, la rotación interna y externa implica mover toda la extremidad inferior, incluyendo el pie a través de unos  $50^\circ$ , como se muestra en la Figura 2-33. Si la cadera está flexionada, el rango de movimiento aumenta, alcanzando  $90^\circ$  ( $60^\circ$  de rotación externa y  $30^\circ$  de rotación interna) [17, 9, 10, 89, 13, 91, 116].



**Figura 2-33:** Movimiento de rotación interno y externo [17, 9].



## Capítulo 3

### Fundamento Teórico

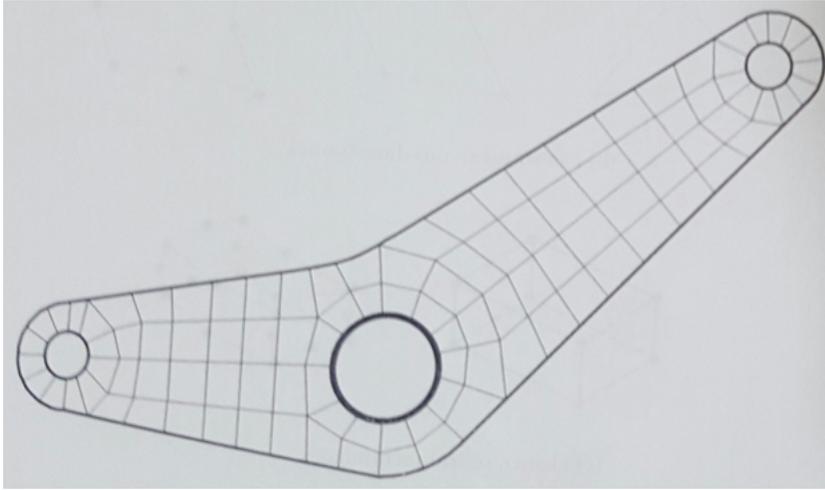
#### 3.1. Método de Elemento Finito

El MEF es una técnica de análisis en ingeniería muy poderosa que ha tenido un gran crecimiento en los últimos años. Gracias al gran avance de las computadoras, con capacidades y velocidades de procesamiento cada vez mayores, así como a la disponibilidad de paquetes comerciales amigables, el MEF se ha convertido en una herramienta importante en la industria moderna con un gran número de aplicaciones [18].

La solución de problemas continuos por MEF, sigue un proceso ordenado. Los pasos utilizados en este proceso se describen a continuación:

##### 3.1.1. *Discretización del continuo*

El dominio total del problema es dividido en subdominios simples llamados elementos, como se muestra en la Figura 3-1. En los problemas de dos dimensiones, el dominio total es dividido en triángulos o paralelogramos de lados rectos, o bien en triángulos o cuadriláteros de lados curvos. Con elementos de lados rectos se puede lograr una buena aproximación del dominio con una discretización fina; sin embargo, con elementos de lados curvos la aproximación del dominio es mejor. En problemas de tres dimensiones el dominio es discretizado con elementos en forma de tetraedros, cubos o elementos con superficies curvas. Algunos de estos elementos se muestran en la Figura 3-2. Los puntos marcados en cada tipo de elemento se llaman “nodos” [18].



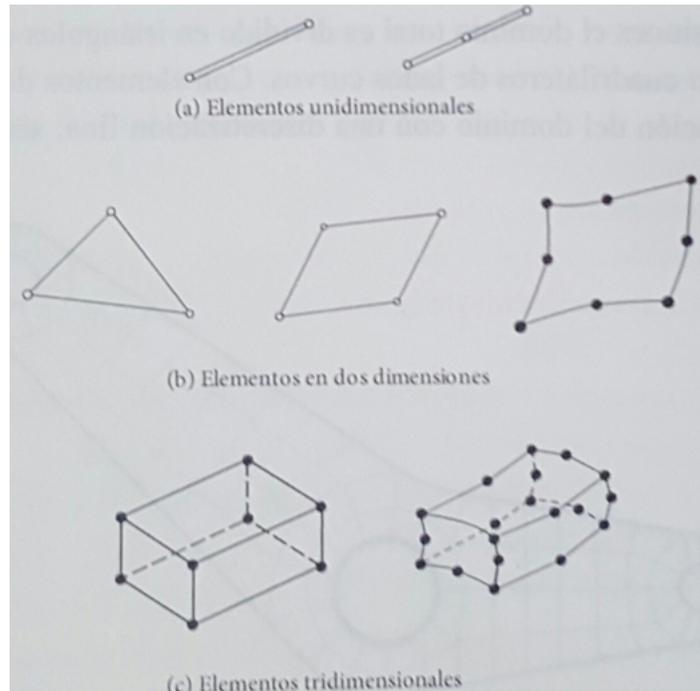
**Figura 3-1:** Discretización del continuo en elementos [18].

### 3.1.2. *Funciones de forma*

Para cada elemento se selecciona una aproximación de la función buscada. Para problemas unidimensionales las funciones de forma  $N^e(x)$  son polinomios de primero, segundo y tercer orden. Para problemas en dos dimensiones, las funciones de forma  $N^e(x,y)$  son polinomios lineales, cuadráticos o de orden mayor. La función por aproximación  $u(x,y)$ , puede expresarse a través de las variables nodales del elemento mediante una combinación lineal de las funciones de forma con las variables nodales como coeficientes. Si sólo los valores de la función en los nodos,  $u_i^{(e)}$ , son tomados como las variables, la función para el elemento bidimensional  $e$  con  $n$  nodos tienen la forma:

$$u^{(e)}(x,y) = \sum_{i=1}^n u_i^{(e)} N_i^{(e)}(x,y) \quad (3-1)$$

donde  $n$  es el número de nodos en el elemento [18].



**Figura 3-2:** Algunos tipos comunes de elementos [18].

### 3.1.3. Ensamble y solución

El MEF trabaja con la función variacional del problema, esto es, una expresión matemáticamente equivalente a la ecuación diferencial que gobierna el problema. Sustituyendo la expresión (3-1) en la formulación variacional, obtenemos un sistema lineal de ecuaciones de la forma:

$$[K^e]\{u\}^e = \{b\}^e$$

para el elemento  $e$ .

Considerando la contribución de cada uno de los elementos en que se ha dividido el dominio original, se obtiene el sistema global de ecuaciones:

$$[K]\{u\} = \{b\} \quad (3-2)$$

donde  $[K]$  es llamada la matriz de rigidez y  $\{b\}$  vector de fuerzas; el vector  $\{u\}$  son las variables nodales y contienen el valor de la función en los puntos nodales (temperaturas, desplazamientos, etc.). Una vez aplicadas las condiciones de frontera, se puede resolver la expresión (3-2) para obtener la solución aproximada de  $u(x,y)$  en los puntos nodales [18].

Como se observa, los pasos utilizados en este proceso son pocos si se tiene el apoyo de un paquete computacional, pero no es tan sencilla la discretización, aplicación de cargas y condiciones de frontera, al momento de trabajar en tres dimensiones y sobre todo con superficies irregulares, y con materiales que no son isotrópicos. Las predicciones numéricas que se pueden obtener mediante el MEF, se pueden utilizar para realizar diversos análisis de ingeniería y con ello visualizar el comportamiento de un elemento antes de ponerlo en marcha [18, 119].

### **3.2. Tipos de Materiales.**

Los materiales se clasifican en cinco grupos: metales, cerámicos, polímeros, semiconductores y materiales compuestos. Los materiales de cada uno de estos grupos poseen estructuras y propiedades distintas [120].

Los propiedades de los materiales se clasifican en mecánicas, térmicas, ópticas y químicas. Con respecto a su estructura, las características de estos materiales se pueden dividir en cinco clases: homogéneos, heterogéneos, isotrópicos, ortotrópicos y anisotrópicos [120, 21, 20].

En un cuerpo homogéneo, las propiedades del material son constantes en cualquier punto y en cualquier dirección, es decir, las propiedades del material no están en función de la posición del cuerpo en una dirección en particular. Si las propiedades del material cambian de un punto a otro en la misma dirección, entonces el material es heterogéneo, es decir, las propiedades están en función de la posición en el cuerpo [21, 20].

#### **3.2.1. Materiales Isotrópicos.**

Un material es isotrópico, si sus propiedades mecánicas y térmicas son las mismas en todas las direcciones. Muchos de los metales y los polímeros que usamos cotidianamente pueden clasificarse como materiales isotrópi-

cos [20, 21, 19].

Los materiales isotrópicos pueden tener estructuras microscópicas homogéneas o heterogéneas. Un cuerpo isotrópico homogéneo tendrá todos los planos de simetría de las propiedades del material en cualquier punto, por ejemplo, el módulo de Young del material será el mismo en cualquier punto y en cualquier dirección. Un cuerpo isotrópico heterogéneo, es aquel que tendrá todos los planos de simetría de las propiedades del material en un punto dado, pero cualquier propiedad del material tendrá diferente valor en cualquier otro punto, sin embargo, en ese otro punto las propiedades del material tendrán el mismo valor en cualquier dirección. Por ejemplo, el acero muestra un comportamiento isotrópico, aunque su estructura microscópica no es homogénea [20, 21, 19].

### **3.2.2. *Materiales Ortotrópicos.***

Un material es ortotrópico cuando sus propiedades mecánicas o térmicas son únicas e independientes en tres direcciones perpendiculares entre sí. Un material ortotrópico, tendrá tres diferentes propiedades del material en las direcciones  $X$ ,  $Y$ ,  $Z$ . Por ejemplo, el módulo de Young se tendrá que definir en tres direcciones:  $E_x$ ,  $E_y$ ,  $E_z$ . Por lo tanto, los planos  $XY$ ,  $YZ$  y  $ZX$  deben formar los planos de simetría de las propiedades del material. Un material ortotrópico también puede ser homogéneo o heterogéneo. En un cuerpo ortotrópico homogéneo, las propiedades del material en una dirección particular serán las mismas en todos los puntos dentro del cuerpo, mientras que en un cuerpo ortotrópico heterogéneo, las propiedades del material en una dirección particular serán diferentes en cualquier otro punto del material en el cuerpo [20, 21, 19].

Algunos ejemplos de materiales ortotrópicos son: la madera, muchos cristales y los metales laminados. Por ejemplo, las propiedades mecánicas de la madera en un punto, se describen en las direcciones longitudinal, radial y tangencial. El eje longitudinal (1) es paralelo a la dirección del grano (fibra), el eje radial (2) sigue la dirección de los anillos de crecimiento y el eje tangencial (3) es tangente a los anillos de crecimiento (observar Figura 3-3) [20, 21, 19].

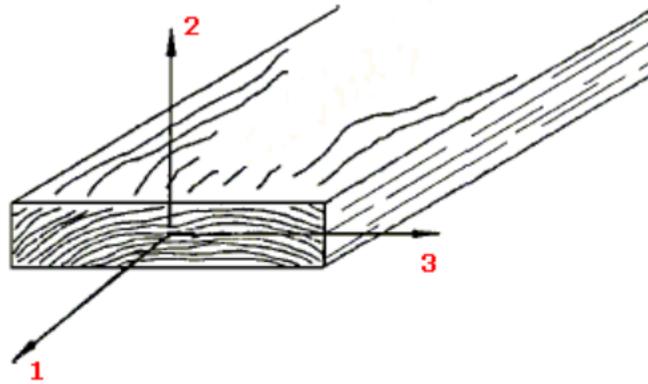


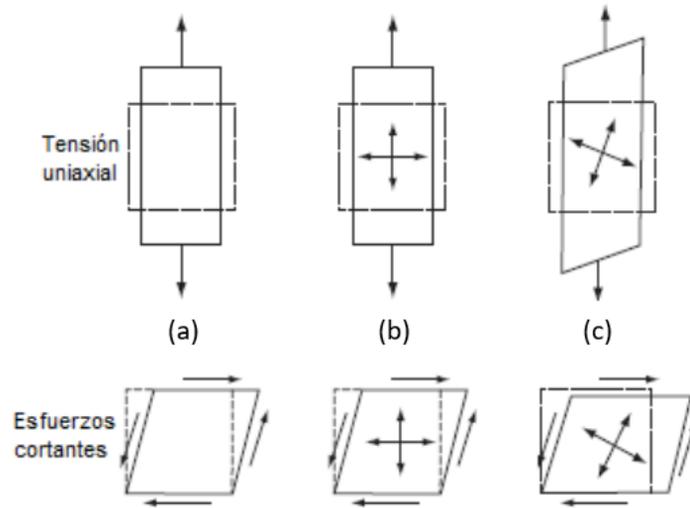
Figura 3-3: Ejemplo de material ortotrópico: la madera [19].

### 3.2.3. *Materiales Anisotrópicos.*

En un cuerpo anisotrópico las propiedades del material van a ser diferentes en todas las direcciones en cualquier punto, es decir, no hay planos de simetría de las propiedades del material en cualquier punto dentro del cuerpo. En otras palabras las propiedades del material son función de la dirección en un punto determinado. Por lo tanto en un cuerpo anisotrópico homogéneo, las propiedades del material en una dirección particular serán iguales en cualquier otro punto en la misma dirección. Mientras que en un cuerpo anisotrópico heterogéneo, las propiedades del material en una dirección particular, serán diferentes en cualquier otro punto en la misma dirección. Algunos tipos de madera y los materiales compuestos son ejemplos de estos materiales [20, 21, 19].

### 3.3. **Comportamiento mecánico de un material Isotrópico, Ortotrópico y Anisotrópico.**

Las diferencias en el comportamiento mecánico de un material isotrópico, ortotrópico y anisotrópico, se muestran en la Figura 3-4. Un esfuerzo de tensión en una probeta de un material isotrópico, causará una elongación en la dirección donde se aplicó la carga, así mismo, un esfuerzo cortante provocará una deformación por cizalladura [20, 21].



**Figura 3-4:** Comportamiento mecánico de varios metales: (a) Isotrópicos, (b) Ortotrópicos, (c) Anisotrópicos [20, 21].

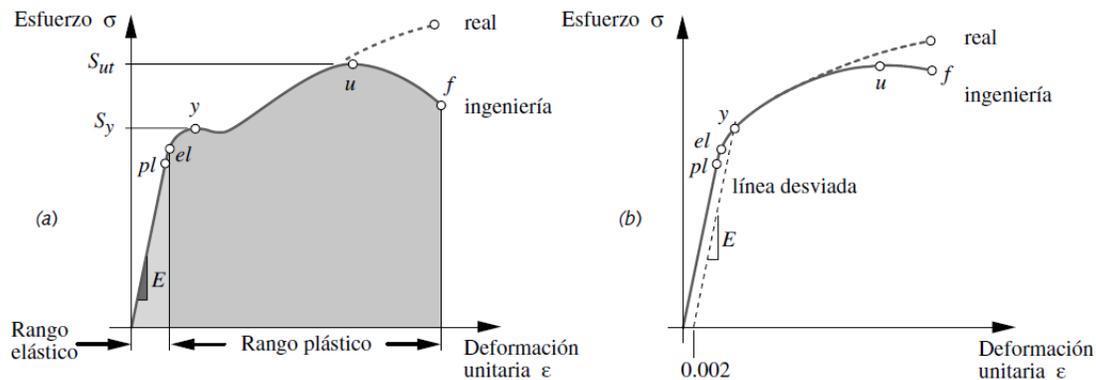
En el caso de un material ortotrópico, se observará el mismo comportamiento si se aplica la carga en una de las direcciones principales:  $x$ ,  $y$ ,  $z$  (ver Figura 3-3), aunque la deformación en esa dirección principal es diferente de la que se produciría si la carga se coloca en la otra dirección principal para el mismo esfuerzo normal, esto nos dice que el material posee diferentes módulos de Young en las principales direcciones, además, el material presentará diferentes relaciones de Poisson, de manera que las contracciones pueden ser mayores o menores para una dirección principal que la otra. En un material ortotrópico, los esfuerzos cortantes provocarán deformaciones por cizalladura, pero su magnitud será independiente de los distintos valores del módulo de Young y de las relaciones de Poisson que el material posee [20, 21].

En los materiales anisotrópicos, la aplicación de una carga normal provocará una extensión en la dirección del esfuerzo normal, una contracción en la dirección perpendicular a la carga y además, provocará una deformación por cizalladura, este efecto se conoce en inglés como *extension shear coupling* y no aparece en materiales isotrópicos, aunque si aparece en los materiales ortotrópicos cuando se les aplican cargas en las direcciones que no son principales [20, 21].

### 3.4. Métodos de Análisis.

Actualmente se sabe mucho más acerca de varios tipos de fallas, debido en gran medida a la mejora de las pruebas y las técnicas de medición. Las fallas dependen del material en cuestión de su resistencia a la compresión, a la tensión y al cortante. También, dependen del tipo de carga ya sea estática o dinámica, asimismo, de la presencia o ausencia de grietas en el material [22, 23].

Es importante definir con cuidado lo que se quiere decir con falla. Una pieza falla si cede y se distorsiona lo suficiente como para no funcionar adecuadamente. Una pieza también falla cuando se fractura y se parte. Cualquiera de estas condiciones es una falla, pero los mecanismos que las causan llegan a ser muy diferentes. Sólo los materiales dúctiles pueden ceder de manera significativa antes de fracturarse. Los materiales frágiles se fracturan sin cambiar su forma drásticamente. Las curvas de esfuerzo-deformación de cada tipo de material reflejan tal diferencia, como se observa en la Figura 3-5 y 3-6 [22, 23].



**Figura 3-5:** Curvas de ingeniería y de  $\sigma$ - $\epsilon$  unitaria reales para materiales dúctiles: (a) Acero al bajo carbono; (b) Acero recocido al alto carbono [22, 23].

Otro factor relevante en las fallas es el tipo de carga, ya sea estática o dinámica. Las cargas estáticas se aplican lentamente y, en esencia, permanecen constantes en el tiempo. Las cargas dinámicas se aplican repentinamente (cargas de impacto) o con variaciones cíclicas en el tiempo (cargas de fatiga), o ambas. Los mecanismos de falla son muy diferentes en cada caso [22, 23].

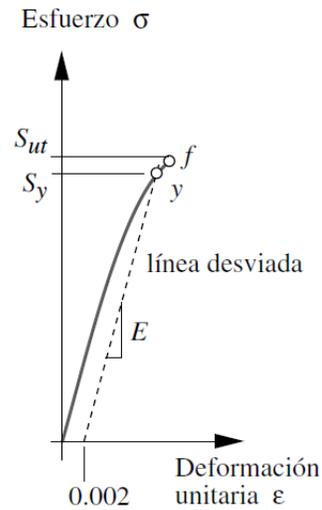


Figura 3-6: Curva de  $\sigma$ - $\epsilon$  de un material frágil [22, 23].

### 3.4.1. Ensayo a tensión de un material.

En una prueba a tensión de un material dúctil realizado en laboratorio, Figura 3-7, existen seis magnitudes que cuando inicia la fluencia se alcanzan simultáneamente, tomando cada una de ellas los siguientes valores:

1. El esfuerzo principal alcanza el límite de fluencia a tensión del material. Este esfuerzo principal es máximo, pues las otras dos son nulas:

$$\sigma = \sigma_y \quad (3-3)$$

2. El esfuerzo cortante máximo toma el valor de:

$$\tau_{max} = \frac{\sigma_y}{2} \quad (3-4)$$

3. La deformación longitudinal unitaria máxima alcanza el valor:

$$\epsilon_y = \frac{\sigma_y}{E} \quad (3-5)$$

4. La energía de deformación absorbida por unidad de volumen es:

$$W_y = \frac{1}{2} \sigma_y \varepsilon_y = \frac{\sigma_y^2}{2E} \quad (3-6)$$

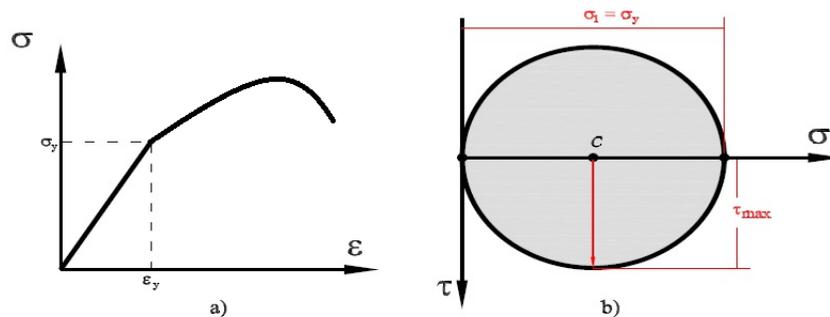
5. La energía de distorsión (la energía debida al cambio de forma) absorbida por unidad de volumen es:

$$W_d = \frac{1 + \nu}{3E} \sigma_y^2 = \frac{\sigma_y^2}{6G} \quad (3-7)$$

6. El esfuerzo tangente octaédrico alcanza el siguiente valor:

$$\tau_0 = \frac{\sqrt{2}}{3} \sigma_y = 0,47 \sigma_y \quad (3-8)$$

Estas seis magnitudes alcanzan los valores indicados simultáneamente en el ensayo a tensión, que originan en el material un estado a tensión simple. Pero si el estado a tensión es en dos o tres direcciones, estos seis valores no se alcanzarán simultáneamente. Por lo que, surge la necesidad de establecer si alguna de estas magnitudes puede considerarse limitativa de las cargas que actúan sobre una pieza de material elástico, para que no se produzcan en la misma, deformaciones plásticas [22, 23].



**Figura 3-7:** Prueba uniaxial a tensión: a) Diagrama Esfuerzo ( $\sigma$ )-Deformación ( $\varepsilon$ ) y b) Representación en el círculo de Mohr [22, 23].

### 3.4.2. Teoría de la energía de distorsión máxima (von Mises).

La teoría de distorsión máxima de von Mises, establece que la fluencia inicia cuando la densidad e energía de distorsión en un punto, es igual a la densidad de energía de distorsión de una prueba uniaxial en tensión o compresión (Ec. (3-7)). La densidad de energía de distorsión es la asociada al cambio de forma del medio continuo. La densidad de energía total de deformación  $W_0$ , dada en la Ec.(3-9) puede separarse en dos partes: una que produce un cambio volumétrico  $W_v$  y la otra que produce distorsión  $W_d$ .

$$W_0 = \frac{1}{2E}[\sigma_1^2 + \sigma_2^2 + \sigma_3^2 - 2\nu(\sigma_1\sigma_2 + \sigma_1\sigma_3 + \sigma_2\sigma_3)] > 0 \quad (3-9)$$

Manipulando algebraicamente la Ec. (3-9), se tiene:

$$W_0 = \frac{(\sigma_1 + \sigma_2 + \sigma_3)^2}{18K} + \frac{(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2}{12G} \quad (3-10)$$

donde el módulo  $K$  está definido como  $K = E/[3(1 - 2\nu)]$ . Bajo un estado de esfuerzo uniaxial, la densidad de energía de distorsión está definida por la Ec. (3-7), por lo que, para un estado de esfuerzos multiaxial, el criterio de la densidad de energía de distorsión establece que la fluencia inicia cuando la densidad energía de distorsión  $W_d$  dada en la Ec. (3-10), es igual a  $\sigma_y^2/6G$ . El criterio de la densidad de energía de distorsión puede expresarse en términos del segundo invariante de esfuerzos  $I_2$  (observar [23]) como:

$$W_d = \frac{1}{2G}I_2 \quad (3-11)$$

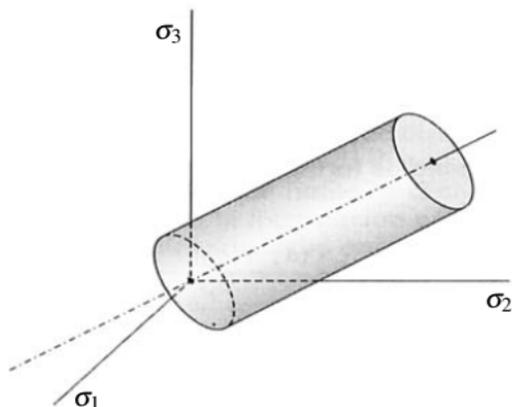
donde

$$I_2 = \frac{1}{6}[(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2]$$

Igualando la Ec. 3-11 y la Ec. 3-7, se tiene

$$f(\sigma) = \frac{1}{6}[(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2] - \frac{1}{3}\sigma_y^2 \quad (3-12)$$

La expresión obtenida del criterio de von Mises en la Ec. 3-12, indica que la superficie de plastificación es un cilindro en revolución, cuyo eje es la trisectriz  $\sigma_1 = \sigma_2 = \sigma_3$  (Observar Figura 3-8) [22].



**Figura 3-8:** Superficie de fluencia de von Mises,  $f = 0$  [22].

Una forma más compacta del criterio de von Mises en la Ec. 3-12 es:

$$f(\sigma) = \sigma_e^2 - \sigma_y^2 = 0 \quad (3-13)$$

donde el esfuerzo efectivo es:

$$\sigma_e = \sqrt{\frac{1}{2}[(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2]} \quad (3-14)$$

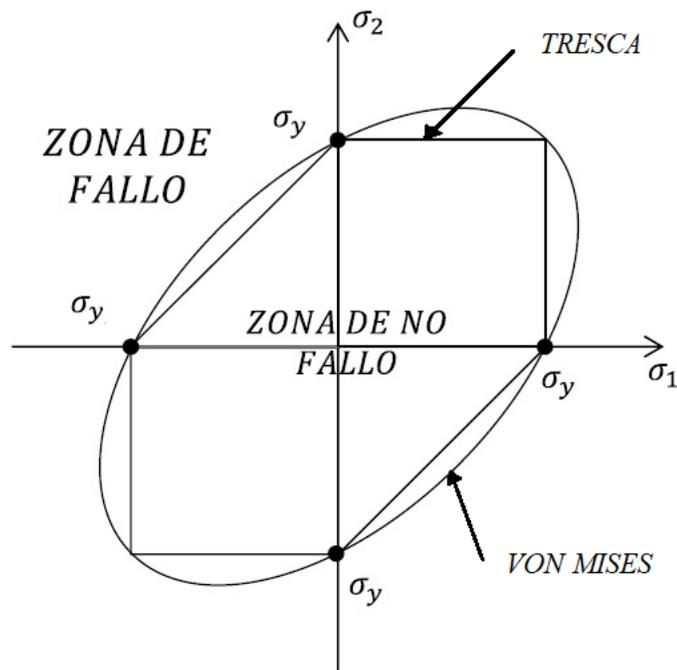
Tras el desarrollo matemático correspondiente, esto da como resultado una tensión uniaxial equivalente  $\sigma_e$ , que al tratarse de un material dúctil, debe ser menor que  $\sigma_y$ , para que no se produzca el fallo:

$$\sigma_e = \sqrt{\frac{1}{2}[(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2]} < \sigma_y$$

En el diagrama  $\sigma_1 - \sigma_2$  para estados tensionales biaxiales ( $\sigma_3 = 0$ ), las combinaciones de “no fallo” quedan dentro de una elipse (ver Figura (3-9)); es decir, según la teoría de la energía de distorsión máxima cualquier estado tensional  $\sigma_1 - \sigma_2$  que quede fuera de la elipse o sobre ella, produce el fallo.

En las líneas discontinuas se muestra el hexágono correspondiente a la teoría del esfuerzo cortante máximo. Si bien, la teoría de Tresca es ligeramente más conservadora que la de von Mises (ya que un punto entre el hexágono y la elipse implica fallo según Tresca y no fallo según von Mises), se emplea más la teoría de von Mises porque se ha comprobado experimentalmente que se ajusta mejor a la realidad y porque su expresión matemática es más sencilla, al consistir en una sola ecuación [22, 23].

Otro punto importante de comparación entre la teoría de falla de Tresca y von Mises (ver Figura 3-9), es que la primera, esta mas apegada a la seguridad, es decir, al momento de calcular el factor o coeficiente de seguridad, se obtienen resultados mas pequeños que con von Mises, lo que genera que el elemento en estudio trabaje en una zona mas segura [22, 23].



**Figura 3-9:** Representación de la teoría de fallo de von Mises en el diagrama  $\sigma_1 - \sigma_2$  (para estados tensionales biaxiales). También se observa la comparación con la teoría de falla de Tresca [22].

### 3.4.3. Círculo de Mohr.

El círculo usado para obtener algunas de las ecuaciones básicas relativas a la transformación de un esfuerzo plano, lo introdujo el ingeniero alemán Otto Mohr (1835-1918), por lo que se conoce como círculo de Mohr para esfuerzo plano. Este método, se basa en consideraciones geométricas simples y no requiere el uso de ecuaciones especializadas. Aunque fue diseñado para obtener soluciones gráficas, se puede aplicar muy bien empleando una calculadora [23].

El círculo de Mohr ha probado exhaustivamente ser un buen medio para solucionar de forma gráfica, así como para obtener los esfuerzos principales para el caso del esfuerzo plano. Muchos libros de texto sobre diseño de máquinas presentan el método de círculos de Mohr como una técnica de solución primordial para la determinación de los esfuerzos principales. Antes de la llegada de las calculadoras programables y las computadoras, el método gráfico de Mohr era un recurso razonable y práctico para resolver distintos problemas. Sin embargo, ahora resulta más práctico obtener numéricamente los esfuerzos principales. No obstante, se presenta el método gráfico por varios motivos. Puede servir como una verificación rápida de una solución numérica y también es útil para obtener una presentación visual del estado del esfuerzo en un punto determinado [23].

Las ecuaciones que se utilizan para obtener los esfuerzos principales en el plano utilizando el Círculo de Mohr son las siguientes:

- Esfuerzo promedio ( $\sigma_{prom}$ ):

$$\sigma_{prom} = \frac{\sigma_x + \sigma_y}{2} \quad (3-15)$$

- Radio del Círculo de Mohr (R):

$$R = \sqrt{\left(\frac{\sigma_x + \sigma_y}{2}\right)^2 + \tau_{xy}^2} \quad (3-16)$$

- Ángulo de orientación del plano ( $\theta_p$ ):

$$\tan 2\theta_p = \frac{2\tau_{xy}}{\sigma_x - \sigma_y} \quad (3-17)$$

- Esfuerzo principal máximo ( $\sigma_{max}$ ):

$$\sigma_{max} = \frac{\sigma_x + \sigma_y}{2} + \sqrt{\left(\frac{\sigma_x + \sigma_y}{2}\right)^2 + \tau_{xy}^2} \quad (3-18)$$

- Esfuerzo principal mínimo ( $\sigma_{min}$ ):

$$\sigma_{min} = \frac{\sigma_x + \sigma_y}{2} - \sqrt{\left(\frac{\sigma_x + \sigma_y}{2}\right)^2 + \tau_{xy}^2} \quad (3-19)$$

- Esfuerzo cortante máximo ( $\tau_{max}$ ):

$$\tau_{max} = \sqrt{\left(\frac{\sigma_x + \sigma_y}{2}\right)^2 + \tau_{xy}^2} \quad (3-20)$$

Para el desarrollo de la gráfica, considere un elemento cuadrado de un material sometido a esfuerzo plano Figura 3-10 (a), y sean  $\sigma_x$ ,  $\sigma_y$  y  $\tau_{xy}$  las componentes del esfuerzo ejercido sobre el elemento. Dibuje un punto X de coordenadas  $\sigma_x$  y  $-\tau_{xy}$ , y un punto Y de coordenadas  $\sigma_y$  y  $+\tau_{xy}$  (Figura 3-10 (b)). Si  $\tau_{xy}$  es positivo, como se supone en la Figura 3-10 (a), el punto X está situado debajo del eje  $\sigma$  y el punto Y encima, como se muestra en la Figura 3-10 (b). Si  $\tau_{xy}$  es negativo, X se sitúa encima del eje  $\sigma$  y Y debajo. Uniendo X y Y mediante una línea recta, se define el punto C de intersección de la línea XY con el eje  $\sigma$ , y se dibuja el círculo de centro en C y diámetro XY. Al observar que la abscisa de C y el radio del círculo son respectivamente iguales a las cantidades  $\sigma_{prom}$  y R definidas por las ecuaciones (3-15 y 3-16), se concluye que el círculo obtenido es el círculo de Mohr para esfuerzo plano. Así, las abscisas de los puntos A y B, en donde el círculo interseca el eje  $\sigma$ , representan respectivamente los esfuerzos principales  $\sigma_{max}$ (3-18) y  $\sigma_{min}$ (3-19) en el punto considerado [23].

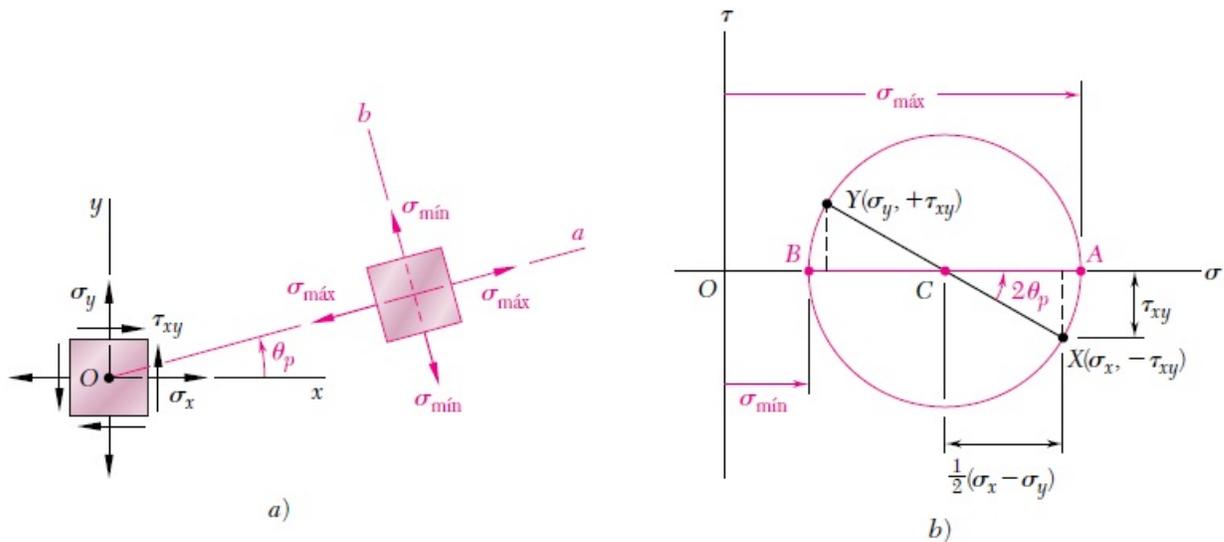


Figura 3-10: (a) Elemento cuadrado sometido a un esfuerzo plano, (b) Círculo de Mohr [23].

Se nota también que como  $\tan(XCA) = 2\tau_{xy}/(\sigma_x - \sigma_y)$ , el ángulo XCA es igual en magnitud a uno de los ángulos  $2\theta_p$  que satisfacen las ecuaciones (3-17). Así, el ángulo  $\theta_p$  que define la Figura 3-10 (a) la orientación del plano principal correspondiente al punto A en la Figura 3-10 (b), puede obtenerse dividiendo entre la mitad el ángulo XCA medido en el círculo de Mohr. Observe además que, si  $\sigma_x > \sigma_y$  y  $\tau_{xy} > 0$  como en el caso considerado

aquí, la rotación que trae  $CX$  a  $CA$  es en sentido contrario a las agujas del reloj. Pero en ese caso el ángulo  $\theta_p$  obtenido de la ecuación (3-17), el cual define la dirección de la normal  $O_a$  al plano principal, es positivo; por ello la rotación que trae  $O_x$  a  $O_a$  es también en sentido contrario al de las agujas del reloj. Se concluye que los sentidos de rotación en ambas partes de la Figura 3-10 son los mismos. Si se requiere un giro  $2\theta_p$  para llevar  $CX$  a  $CA$  en el círculo Mohr, una rotación en sentido contrario al de las agujas del reloj  $\theta_p$  llevará  $O_x$  a  $O_a$  en la Figura 3-10 (a).

Los círculos de Mohr también funcionan para el caso de esfuerzos tridimensionales, aunque no hay un método de construcción gráfica para crearlos directamente a partir de los datos del esfuerzo aplicado, excepto en el caso especial donde uno de los esfuerzos principales coincide con un eje del sistema de coordenadas xyz seleccionado, es decir, donde un plano es el plano del esfuerzo principal.

Analizando las teorías de fallas descritas en este capítulo, podemos observar que la teoría de la energía distorsión aunque es menos segura que la de Tresca, es la más utilizada y su ecuación es más sencilla, por lo tanto, fue la teoría seleccionada para realizar los estudios de los distintos implantes evaluados en este trabajo, realizando principalmente los análisis de esfuerzos y deformaciones equivalentes de von Mises.

## Capítulo 4

# Diseño y simulación de las prótesis de cadera

### 4.1. Introducción.

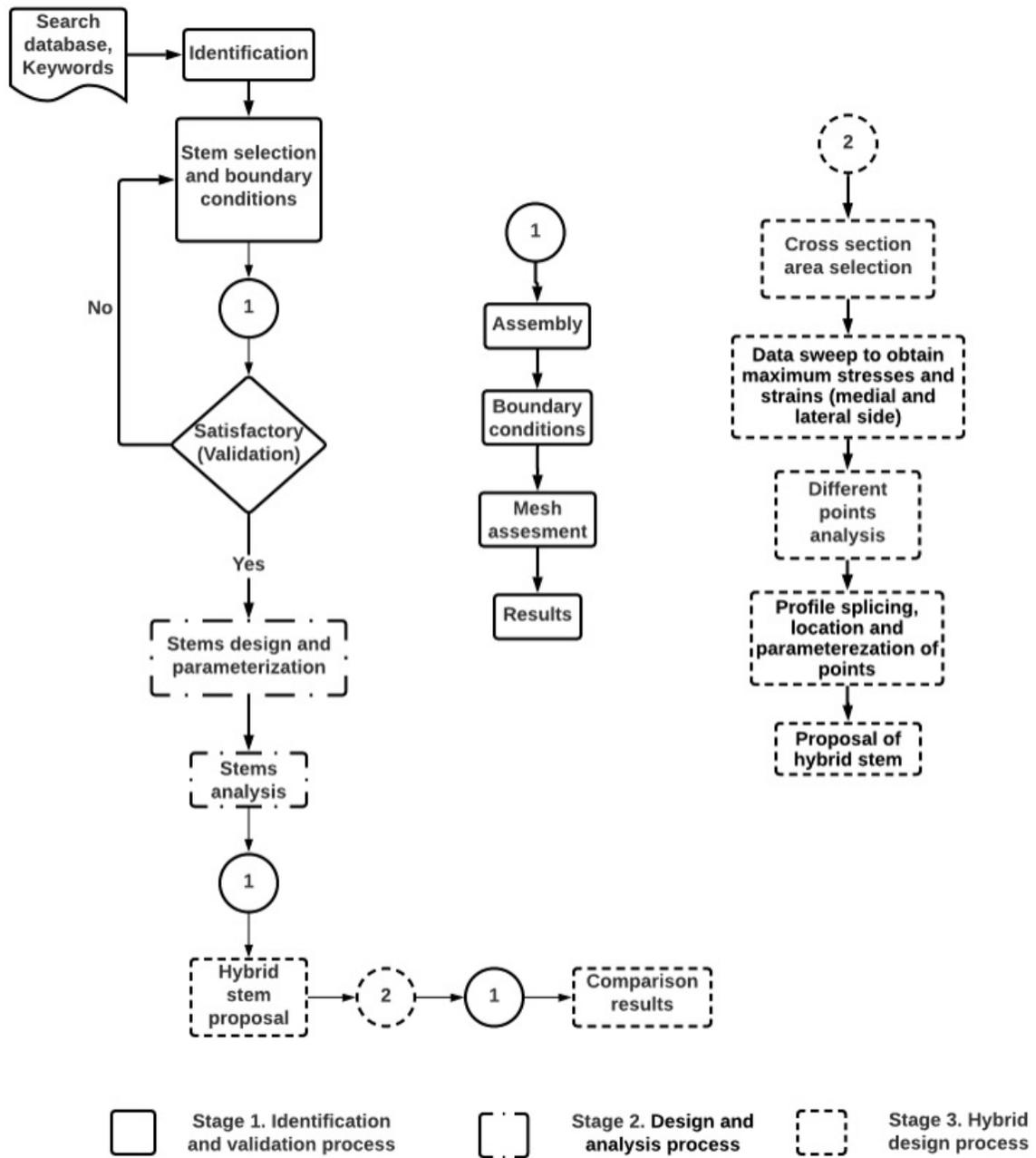
El reemplazo total de cadera (RTC) es la cirugía más utilizada para restaurar la funcionalidad de una articulación dañada por enfermedades degenerativas o por daño mecánico [27, 25, 28, 29]. Uno de los problemas principales que reduce la longevidad de los implantes es el aflojamiento aséptico [25, 26]. Este problema es causado por distintos factores, como el efecto de “stress shielding”, por micromovimientos y por partículas de desgaste en la interfaz hueso-implante. Numerosos estudios se han llevado a cabo para desarrollar un biomaterial con características óptimas para poder corregir esta problema [25, 34, 35, 26, 52, 44], así como también, sean realizado varios análisis para optimizar los diseños de los implantes de cadera utilizando los materiales más comunes (SS316L, CoCrMo y Ti6Al4V) [25, 34, 26, 121, 122, 123].

Los materiales y la geometría de un implante tienen un impacto directo en la funcionalidad y la longevidad de una prótesis de cadera. El diseño del perfil y el área de la sección transversal tienen un impacto directo en la distribución de los esfuerzos y las deformaciones que se generan en la interacción hueso femoral- implante de cadera [44]. Este trabajo tiene como objetivo establecer una base estandarizada para la comparación entre las prótesis de cadera más comunes encontrados en la literatura, mediante la obtención de información de los implantes utilizados comúnmente en el RTC (analizando las dimensiones del perfil y del área de sección transversal) y analizarlos a través de cargas que se generan en actividades cotidianas, como bajar escaleras, pararse en un pie, caminata normal, etc. Así como también, se presenta una base para evaluar los esfuerzos y su comportamiento a la deformación por medio del MEF.

Este trabajo ofrece un apoyo para los ingenieros y cirujanos para comparar y seleccionar los mejores implantes en términos de las actividades de cada paciente. Y finalmente, proponer un implante híbrido basado en los mejores resultados de cada prótesis de cadera a través de las cargas generadas en las actividades diarias.

## **4.2. Metodología.**

Comparar entre los implantes reportados en la literatura es un gran desafío [31]; presentan diferentes condiciones de frontera, materiales, distintas cargas, distintos ángulos de aplicación de la fuerza y diferentes condiciones de mallado. Es necesario crear una base común y estandarizada para fines de comparación. La metodología seguida para evaluar, comparar y validar los implantes de cadera utilizados para generar la base comparativa y la prótesis de la propuesta híbrida se presenta en la Figura 4-1. Se divide en tres etapas. En la Etapa 1. Proceso de Identificación y de Validación, en esta etapa se realiza una búsqueda de los implantes de cadera que se encuentran en la literatura y se elige el implante más adecuado para replicar sus resultados y realizar la validación de las condiciones de frontera. En la Etapa 2. Proceso de Diseño y Análisis, todos los implantes de cadera identificados, se diseñaron, parametrizaron y evaluaron utilizando una base común (las condiciones de frontera seleccionadas en la Etapa de Identificación y Validación del implante de cadera). Finalmente, en la Etapa 3. Proceso del Diseño Híbrido, se propone un implante de cadera híbrido basado en los resultados obtenidos en las etapas uno y dos y se evalúa de acuerdo con las condiciones de frontera descritas en estas etapas y finalmente se compara los resultados de las simulaciones de elemento finito mediante los análisis de esfuerzo y deformación equivalente de von Mises con todas las prótesis de cadera utilizadas en este trabajo, para observar las ventajas y desventajas de la nueva propuesta.



**Figura 4-1:** Metodología de evaluación para establecer una base común para la comparación de implantes de cadera y generar la propuesta de diseño de una prótesis híbrida. Se divide en tres etapas: Etapa 1. Proceso de Identificación y Validación, Etapa 2. Proceso de Diseño y Análisis, Etapa 3. Proceso del Diseño Híbrido [24].

### **4.3. Etapa 1: Proceso de Identificación y Validación.**

#### ***4.3.1. Identificación.***

En esta etapa se consultaron varias revistas y bases de datos como: ScienceDirect, PubMed, Springer, Scopus, Elsevier, etc. Para realizar la búsqueda, se utilizaron palabras clave como se muestra a continuación: implantes de cadera, optimización de implantes de cadera, diseño de implante de cadera, implante compuesto de cadera, “stress shielding”. Como resultado de la búsqueda, se identificaron y presentaron en la Tabla 1 diferentes geometrías de implantes de cadera, condiciones de frontera, las cargas y sus ángulos de aplicación, los materiales comúnmente utilizados y los parámetros de mallado en el proceso de RTC. Además, se seleccionó un implante de cadera (Exeter) presentado por Bouguerara et. al. [52] para realizar la validación, la cual se explica en el siguiente apartado.

Una vez que se identificaron los implantes de cadera en la Tabla 4-1, se obtuvieron las áreas de sección transversal más utilizadas (circular, elipse, ovalada y trapezoidal), y la mayoría de las dimensiones (offset, longitud del cuello, longitud del implante, dimensiones de las secciones transversales, radios de la parte medial y lateral del implante, ángulo de cuello) necesarias para replicar una prótesis de cadera (dibujo y parametrización).

#### ***4.3.2. Selección del implante a validar.***

Posteriormente, se eligió un implante de cadera representativo de todas las prótesis que se presentan en la Tabla 4-1. El implante elegido para realizar la validación de las condiciones de frontera fue el que presentó Bouguerara et. al. [52], esto debido a que el ensamble que utilizó en sus análisis es más sencillo a comparación de otros trabajos, ya que utiliza un bloque de concreto para fijar el implante de cadera en lugar de utilizar la geometría compleja del fémur (que sería lo más recomendable para obtener un resultado más real del comportamiento de los implantes y su interacción con el fémur). Aunque en este trabajo, lo que se buscó fue analizar el comportamiento de los implantes al aplicarle distintas cargas y no el comportamiento en la interacción que se da entre el implante y el fémur. En el trabajo de Bouguerara et. al. [52] se estudiaron 3 implantes: Exeter, Omnifit y un diseño no comercial de material compuesto; de estos implantes se seleccionó el Exeter para la validación. Este implante presenta la información más completa para su análisis, como son las dimensiones geométricas, validación previa mediante trabajo experimental y una geometría más sencilla de reproducir [52, 124], ya que los otros implantes (Omnifit y la Prótesis de compuesto), en uno de ellos, lo tuvieron que diseñar mediante ingeniería inversa al ser

una geometría compleja (Omnifit) y en el otro, al ser un diseño nuevo (Prótesis de compuesto), se omitió la información de sus dimensiones y sus características.

Cuadro 4-1: Resultados de los implantes identificados: geometría, condiciones de frontera y de mallaado

Autor y año	Implantes	Condiciones de frontera						
		Fuerza	Empotramiento	Tipo de contactos	Tipo de elemento	Número de nodos	Número de elementos	Tamaño de elemento
Wen-Chen et al. 2014 [125]	Tamaño del implante No. 15 Versys	Cabeza Femoral (N) Músculo de Abducción(N) $F_x=1492$ $F_y=915$ $F_z=2925$	Zona distal del hueso	Implante-hueso	20-nodos tetrahédrico	—	68 311	—
Sanli et al. 2016 [126]	Tamaño del implante 7 ABG	Cabeza Femoral (N) Músculo de Abducción(N) $F_x=1492$ $F_y=915$ $F_z=2925$	Zona distal del hueso	Implante-hueso	20-nodos tetrahédrico	—	71 457	—
Koyano et al. 2017 [127]	Implante de revisión para restauración HA (Stryker) Super secure-fit HA (Stryker)	—	—	—	—	—	—	—
Kwon et al. 2013 [128]	Implante corto anatómico (Stryker)	—	—	—	—	—	—	—
Shishido et al. 2018 [129]	Implante con recubrimiento poroso AML (DePuy)	—	—	—	—	—	—	—
Faizan et al. 2015 [43]	Recubrimiento poroso cementado Bi-Métrico (Biomet) Accolade TZMF (Stryker)	Cabeza femoral (N) $F_x=652$	El empotramiento de las condiciones de frontera fueron aplicadas en una distancia vertical	Contacto no lineal lagrangiano aumentado de nodo a superficie	—	—	—	—

Continúa en la siguiente página

(0.35)

Cuadro 4-1 – Continúa en la siguiente página

Autor y año	Implantes	Fuerza	Condiciones de frontera				Tipo de contacto	Malla			
			Empotramiento	Tipo de contactos	Tipo de elemento	Número de nodos		Número de elementos	Tamaño de elemento		
	Accolade TZMF (Stryker)	$F_y=413$ $F_z=1398$									
Bougherara et al. 2011 [52]	Un compuesto no vedoso Exeter (Stryker) Omnifit (Stryker)	3 kN	Empotramiento en la base distal	Contacto pegado entre las superficies en contacto	10-node tetrahédrico cuadrático	171 531	134 769				
Restrepo et al. 2011 [130]	Implante de restauración modular (Stryker)	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—
Nandi et al. 2011 [33]	Diseño nuevo	Fuerza vertical de 3560 N	Empotramiento distal	Empotramiento distal	—	—	—	—	—	—	—
Barahuddin et al. 2014 [44]	Diseño nuevo	Caminata normal Subir escaleras (Contacto en cadera) $F_x=378$ $F_y=229.6$ $F_z=1604.1$ $F_x=-415.1$ $F_y=-424.2$ $F_x=-1654.1$	Empotramiento en zona distal	Contacto deformable entre el implante y la cabeza	Tetrahédrico	5 000	34 000			0.4 mm	
Gkagkalis et al. 2019 [131]	Fimore y Allofit	—	—	— femoral	—	—	—	—	—	—	—
Braileanu et al. 2018 [37]	Nuevo diseño	4200 N (Cabeza femoral)	Zona distal del implante y el hueso	—	—	—	—	—	—	—	—
Deilkami et al. 2019 [132]	Nuevo diseño	300 N a 2300 N normal al cuello del implante	Plano inferior del ce- llo del implante	Pegado y contacto de no separación	10 y 20 nodos tetrahédrico	—	65 000 (Im- plantes sólidos)	29 707			
Rezaei et al. 2015 [81]	Diseño basado con Oshkour et al. 2014 [25]	3 KN a un ángulo de 20°	Zona distal del hueso	—	Metálico: Cuña-triangular Compuesto: cúbico	16 254	10 187	8 613			

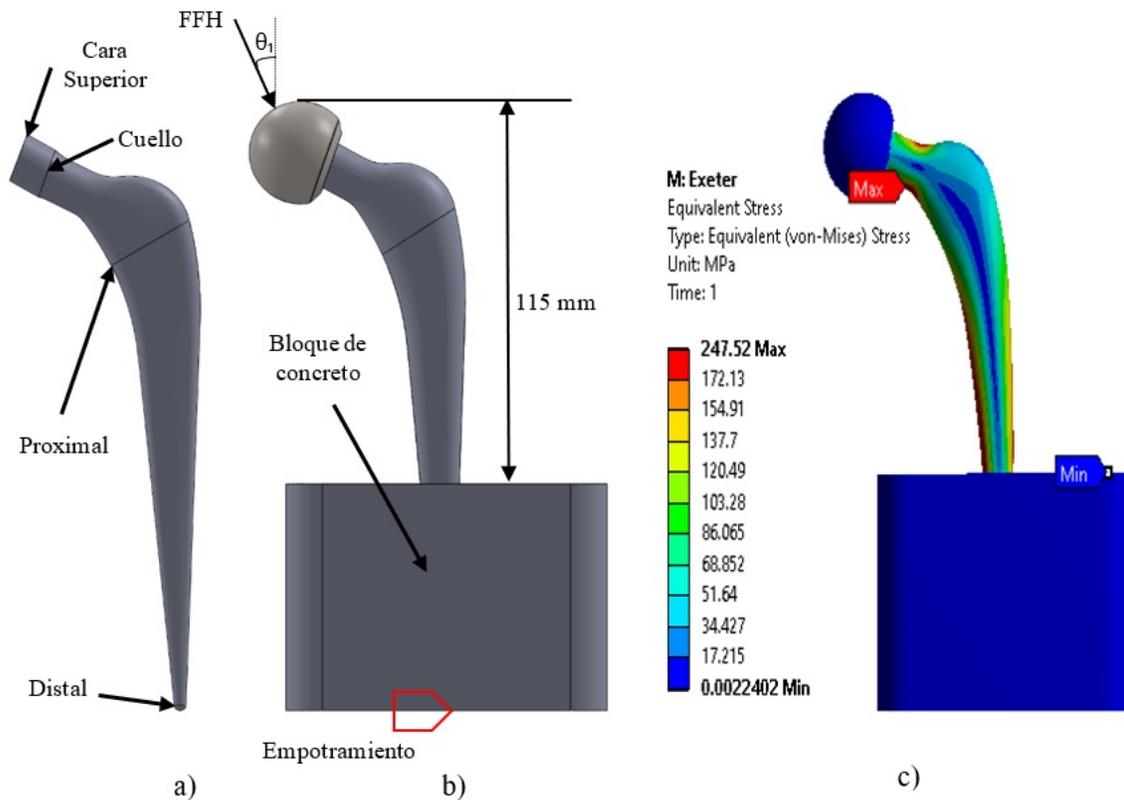
Continúa en la siguiente página

Cuadro 4-1 – Continúa en la siguiente página

Autor y año	Implantes	Condiciones de frontera					
		Fuerza	Empotramiento	Tipo de contactos	Malla		
					Tipo de elemento	Número de nodos	Número de elementos
Mohamed et al. 2018 [133]	Diseño nuevo	—	Zona distal del implante	—	—	—	0.004 mm
Sabatini and Goswami 2008 [26]	New design	3000 N normal al cuello del implante	Completamente res-tringido en la zona distal del hueso y parcialmente al final de la zona proximal cerca del trocánter mayor	Pegado	—	60 000	—
Oshkour et al. 2014 [25]	Diseño basado en Sabatini and Goswami 2008 [26]	3000 N a un ángulo de 20°	Zona distal del fémur	Contacto entre superficie y superficie con deslizamiento	Tetraédrico	—	1.5 mm
Ro et al. 2018 [36]	Diseño nuevo	1.8 - 3.2 kN	Zona distal del fémur	—	—	—	—
K.N. et al. 2019 [51]	Diseño basado en Oshkour et al. 2014	2300 N normal al cuello	Zona media y distal del implante	—	malla no estructurada	675 000	1 mm

### 4.3.3. Diseño del implante Exeter.

El implante seleccionado fue the Exeter V40 N° 2 (Stryker Corporation, Mahwah, NJ, USA [124]) el cual tiene una longitud total de 150 mm, 37.5 mm de offset, y una longitud de cuello de 45.8 mm. El perfil del implante de Exeter, se dibujó y parametrizó en Solidworks 2017. Para dibujar la prótesis de Exeter se generaron diferentes planos en cuatro lugares específicos del perfil del implante (Figura 4-2 a): en la parte distal, proximal, cuello y la parte superior del implante (donde se encuentra la cabeza femoral), como referencia para crear el área de sección transversal. Una vez que se creó el perfil y las áreas de la sección transversal, se utilizó la opción de recubrimiento de superficies para generar la forma 3D de la prótesis. Finalmente, para evitar errores al momento de las simulaciones, todas las superficies generadas se unieron mediante la opción “knit surface” de solidworks y con ello se seleccionó la opción para generar el sólido, para posteriormente importarlo como parasólido (.x\_t) al programa de Ansys Workbench 2017 para su análisis [25, 26, 52, 51, 124].



**Figura 4-2:** a) Diseño de la prótesis Exeter, b) Ensamble (bloque y cabeza femoral) y condiciones de frontera, c) Resultados del esfuerzo máximo de Von Mises obtenidos con la reproducción de la prótesis Exeter.

#### 4.3.4. *Ensamble del bloque y la cabeza femoral en el implante.*

Para realizar el ensamble de la prótesis de cadera de Exeter, se generó primeramente un bloque de concreto de 88 x 88 x 80 mm de altura, como el utilizado por Bouguerara et. al. [52] (Figura 4-2 b). La selección de este tipo de ensamble, se basó principalmente en seguir con la misma configuración utilizada en la validación, además, de que su ensamble es más sencillo, si lo comparamos con trabajar directamente con la geometría compleja del fémur (aunque es lo más recomendable). El bloque se usó para simular la implantación de la prótesis de cadera en el fémur (simulando un implante sin cemento). Es deseable un contacto suave entre la parte distal del implante y el bloque de soporte, mientras que, para la sección proximal del implante, la cabeza femoral se ajustó con precisión. (Figura 4-2 b).

#### 4.3.5. *Condiciones de Frontera.*

El implante de Exeter se analizó en el paquete ANSYS Workbench 2017 El empotramiento se localizó en la parte distal de la prótesis y la base del bloque, como lo mencionó Bouguerara et. al. [52]. Los tipos de contacto entre el bloque-implante y la cabeza femoral-implante (CoCr) se establecieron como: pegado (bonded) y sin separación (No separation), respectivamente (Figura (4-2 b)). El soporte fijo y los tipos de contacto utilizados en el análisis, siguen las direcciones del trabajo presentado por Bouguerara et. al. [52], mientras que las propiedades mecánicas utilizadas en el presente trabajo se describen en la Tabla 4-2.

**Cuadro 4-2:** Propiedades mecánicas de los implantes y los componentes del ensamble [27, 52, 3, 63, 64].

Material	Densidad ( $gr/cm^3$ )	Módulo de elasticidad (GPa)	de Coeficiente de Poisson
SS316L	7.95	220	0.3
CoCrMo	8.3	210	0.3
Ti6Al4V	4.419	114	0.3
CoCr	8.3	200	0.3
Concreto	2.3	30	0.18

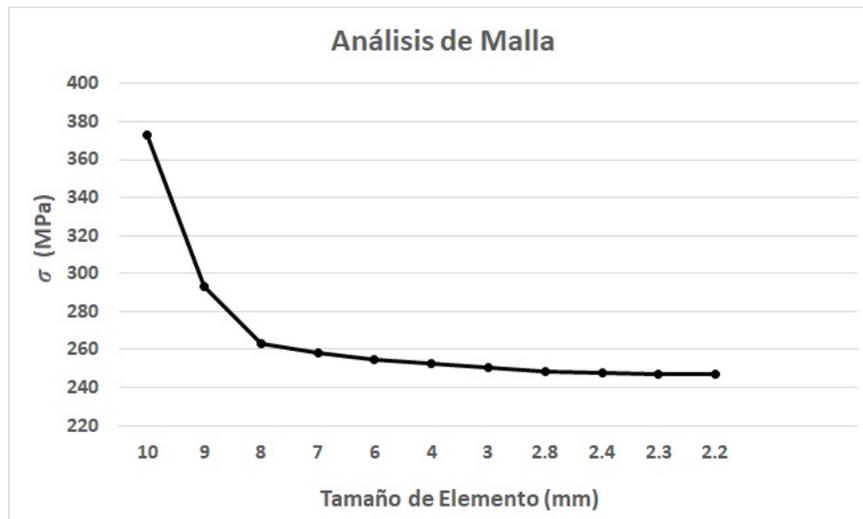
La fuerza utilizada en el análisis de la validación, corresponde a una carga de 3 kN y se aplicó en la parte superior de la cabeza femoral. Esta carga simula el peso de una persona de 75 kg al realizar una caminata normal (primera actividad en la Tabla 4-3. Se utilizaron elementos tetraedros cuadráticos de 10 nodos para el bloque de soporte, la cabeza femoral y, para todos los implantes evaluados en este trabajo. Este tipo de elemento se ha utilizado previamente por su capacidad para realizar evaluaciones en sólidos con geometrías irregulares, ayudado por los 3 grados de libertad (DOF, siglas en inglés) en su traslación nodal de cada nodo: direcciones x, y, z [25, 52, 44, 37].

**Cuadro 4-3:** Cargas para diferentes actividades diarias. La carga de 75 kg fue utilizada para la Actividad 1 [25, 52, 81] y 80 kg para las Actividades 2-6 [42, 134]). Force on the Femoral Head (FFH) corresponde a la resultante de la fuerza de reacción (N) que actúa en la cabeza femoral.

Número	Actividad	Ángulo	FFH (N)
1	Caminata normal (75 kg)	$\theta_1 = 20$	3 000
2	Parado en 1 pierna	$\theta_1 = 13$	1 938.36
3	Caminata normal (80 kg)	$\theta_1 = 13$	5 242.26
4	Bajar escaleras	$\theta_1 = 13$	5 015.96
5	Rodilla doblada	$\theta_1 = 12$	5 503.63
6	Parado en piernas 2-1-2	$\theta_1 = 7$	2 757

#### 4.3.6. *Mallado y resultados de la validación.*

Para definir el tamaño óptimo de malla para los distintos implantes, se realizó un análisis de malla sobre el implante de Exeter. Esta evaluación se realizó, modificando el tamaño de elemento en una proporción de 0.1 mm, como se ha presentado anteriormente por Oshkour et. al. y K.N. et. al. [25, 51]. Estos cambios de tamaño se estuvieron realizando hasta que los resultados obtenidos fueran mínimos y estables. Con estos resultados, la malla fue seleccionada y los resultados fueron comparados con los publicados por Bouguerara et. al. [52], ver Figura (4-3).



**Figura 4-3:** Resultados del análisis de malla entre el tamaño del elemento y sus respectivos resultados del esfuerzo máximo equivalente (Von Mises) del implante de Exeter.

Bouguerara et. al. [52], reportó en su trabajo las características de su ensamble, menciona que utilizó 240, 272 elementos y 314, 658 nodos, y obtuvo como resultado un esfuerzo equivalente máximo de von Mises de 247.8 MPa. Con el análisis de malla realizado en este trabajo, se observó que al utilizar un tamaño de elemento de 2.4 mm (Figura (4-3) se obtiene como resultado un esfuerzo equivalente máximo de von Mises de 247.52 MPa. Con este tamaño de elemento, se generaron 181,320 elementos y 259,863 nodos, lo que representó el menor porcentaje de error de 0.11 % cuando se compara con el resultado presentado por Bouguerara et. al. [52].

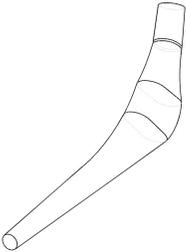
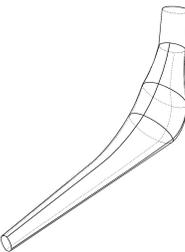
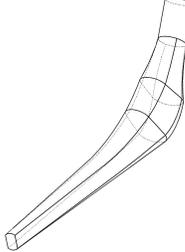
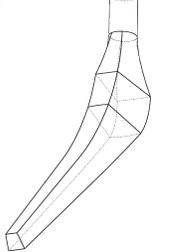
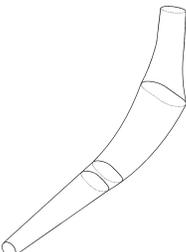
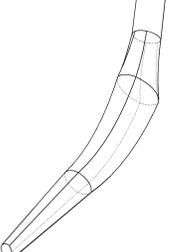
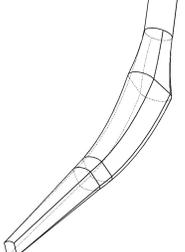
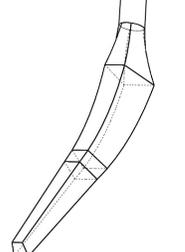
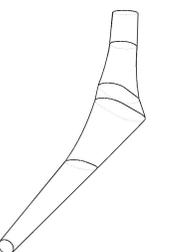
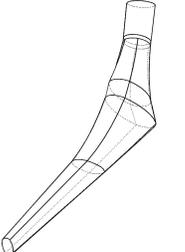
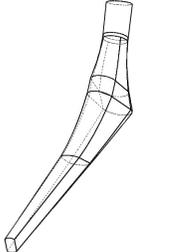
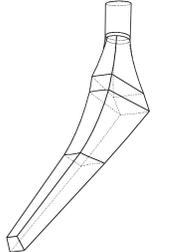
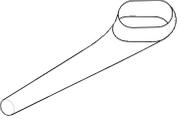
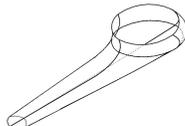
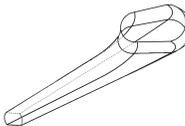
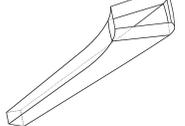
Con base a los resultados obtenidos en la validación, para la simulación y evaluación de todas las prótesis presentadas en este trabajo, se utilizó un tamaño de elemento de 2.4 mm con elementos tetraédricos cuadráticos de 10 nodos. También, se utilizaron los materiales de la Tabla 4-2, las cargas de la Tabla 4-3, así como, los elementos (bloque de concreto y cabeza femoral) y los tipos de contactos descritos en el punto 4.3.5.

#### **4.4. Etapa 2: Proceso de diseño y análisis.**

##### ***4.4.1. Diseño y parametrización de las prótesis de cadera.***

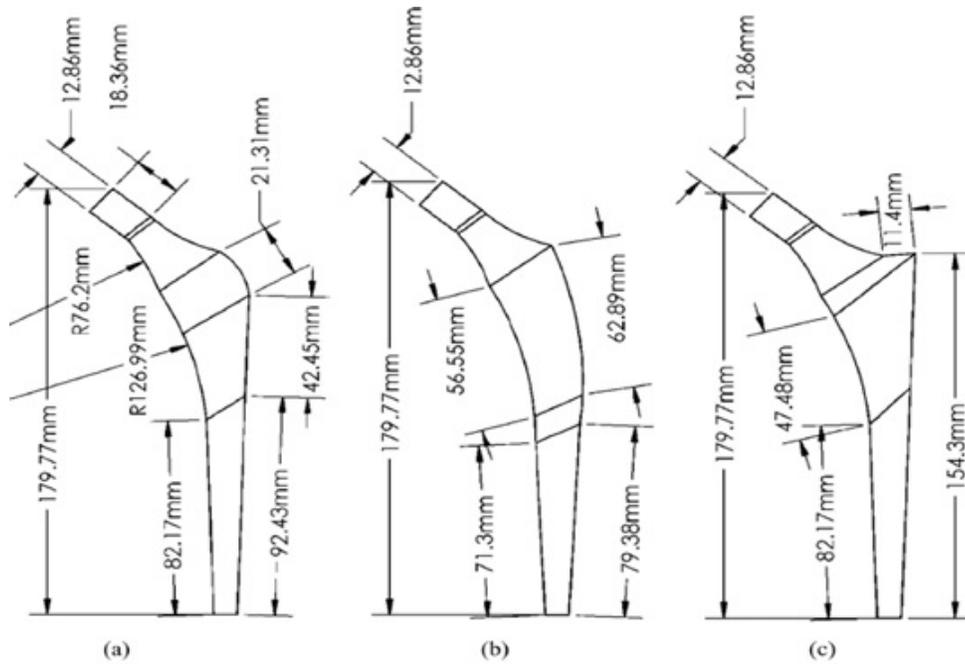
Todos los perfiles de implantes se dibujaron y parametrizaron en software CAD (Solidworks, 2017). Las dieciséis configuraciones de prótesis se evaluaron siguiendo el mismo proceso descrito anteriormente en la sección 4.3.3. Oshkour et. al. [25] y Sabatini et. al. [26] presentaron diferentes prótesis al combinar 3 perfiles distintos con las áreas transversales más comunes (circular, ovalada, elipse y trapezoidal) en el diseño de los implantes. Con dicha combinación, obtuvieron 12 diseños diferentes (Tabla (4-4)).

**Cuadro 4-4:** Diferentes diseños de prótesis y área de sección transversal con base a la información presentada por Sabatini et. al. y Oshkour et. al., [26, 25]. Donde P1 significa Perfil 1, P2 significa Perfil 2, y así sucesivamente, así como su correspondiente área de sección transversal (Circular, Elipse, Ovalo y Trapezoidal). En la última fila se pueden ver las diferentes vistas de las áreas de sección transversal en la parte proximal del implante, utilizando el Perfil 1.

Perfil	Circular	Elipse	Ovalado	Trapezoidal
P1				
P2				
P3				
P1 vista de sección transversal				

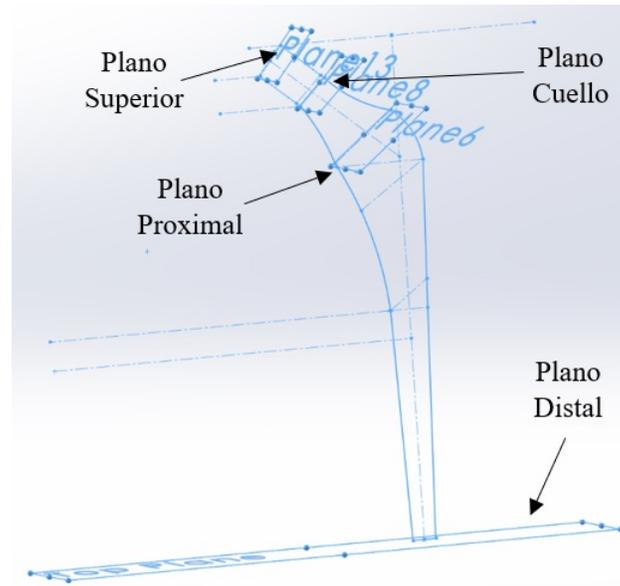
Explicando mas a detalle, lo mencionado en la sección 4.3.3, estos 12 diseños se generaron siguiendo los siguientes pasos:

- Paso 1: Primero se dibujaron los perfiles que se muestran en la Figura 4-4 y se parametrizaron.



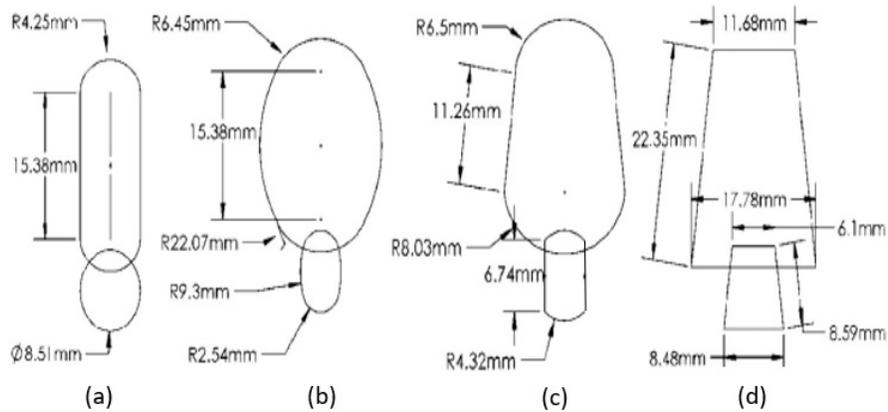
**Figura 4-4:** Perfiles del implante de cadera (a) perfil 1, (b) perfil 2, (c) perfil 3 [25, 26].

- Paso 2: Se dibujaron cuatro planos en lugares específicos del perfil (parte distal, proximal, cuello y parte superior del implante donde se coloca la cabeza femoral) como se puede observar en la Figura 4-5.

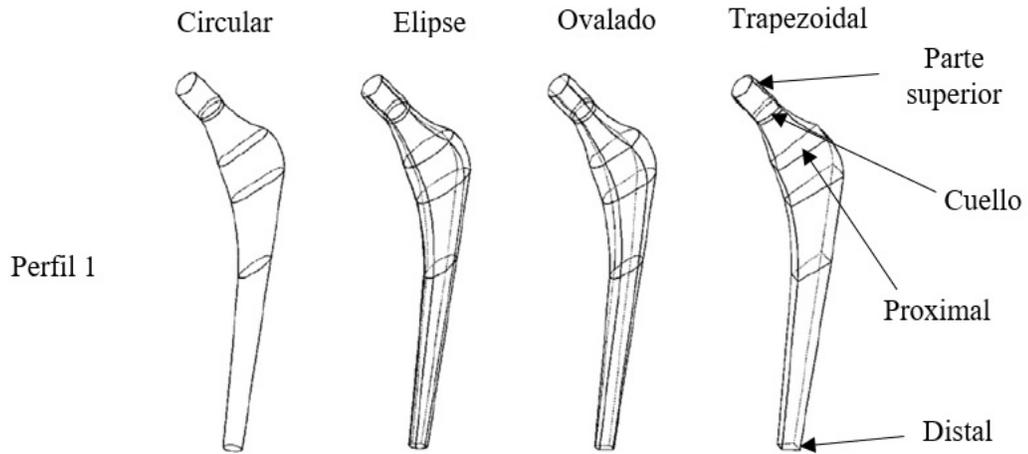


**Figura 4-5:** Localización de los planos en la parte distal, proximal, parte superior del cuello y parte superior del implante.

- Paso 3: Se dibujaron las áreas de sección transversal (Figura 4-6) en los planos que se realizaron en el paso 2, como se puede observar en la Figura 4-7.

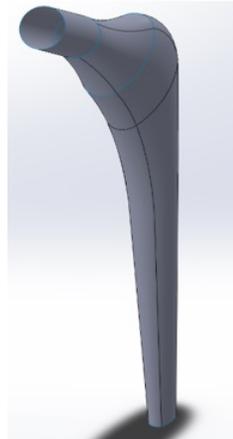


**Figura 4-6:** Áreas de sección transversal (a) circular, (b) elíptica, (c) ovalada, (d) trapezoidal [25, 26].



**Figura 4-7:** Perfiles con las áreas de sección transversal dibujadas en la parte distal, medial, proximal y parte superior donde ensambla la cabeza femoral.

- Paso 4: Con los perfiles y las áreas de sección transversal dibujadas para cada una de las configuraciones, se seleccionaron las áreas de sección transversal de los cuatro puntos antes mencionados y se utilizó la opción de recubrir superficies (Loft surface) para generar el diseño tridimensional de la prótesis (Figura 4-8).



**Figura 4-8:** Superficie generada del Perfil 1 con área de sección transversal elíptica.

- Paso 5: Como último paso, con las superficies generadas de las distintas configuraciones, se utilizó la opción de rellenar superficies (Fill surface) en la parte superior e inferior del implante y finalmente se utilizó la opción

de coser superficies (Knit surface) para generar el sólido (Figura 4-9).



**Figura 4-9:** Perfil 1 con área de sección transversal elíptica sólida.

Ademas de estas 12 prótesis, también se dibujaron y se parametrizaron las siguientes prótesis: Accolade II (tamaño II) [43], el implante modular de restauración (stryker) [130] y el diseño publicado por Braileanu et. al. [37]. Los resultados de los análisis de esfuerzo y deformación equivalente con todos estos diseños, se presentan en la Tabla 4-5. Por último, la prótesis Exeter [52, 124] seleccionada para validación también se analizó con las distintas cargas utilizadas en este trabajo, para compararla con los demás diseños.

**Cuadro 4-5:** Esfuerzos ( $\sigma$ ) y deformaciones equivalentes máximos ( $\epsilon$ ), para seis actividades localización indicada por MN = Medial Neck (Zona medial del cuello), MB = Medial Base (Zona medial de la base).

Implante analizado	Actividad 1: Caminata normal (70 kg)		Actividad 2: Parado en 1 pierna		Actividad 3: Caminata normal (80 kg)		Actividad 4: Bajár escaleras		Actividad 5: Rodilla doblada		Actividad 6: Parado en piernas 2-1-2														
	$\sigma$ (MPa)	$\epsilon$ (mm/mm)	L	$\sigma$ (MPa)	L	$\epsilon$ (mm/mm)	L	$\sigma$ (MPa)	L	$\epsilon$ (mm/mm)	L	$\epsilon$ (mm/mm)													
P1-Circular	SS316L	191.41	MN	0.0016136	MB	232.68	MB	0.0026520	MB	615.30	MB	0.0070131	MB	634.21	MB	0.0072783	MB	495.21	MB	0.0054816	MB	471.80	MB	0.0055427	MB
	CoCrMo	191.41	MN	0.0016629	MB	233.04	MB	0.0027258	MB	616.25	MB	0.0072083	MB	635.19	MB	0.0074800	MB	495.96	MB	0.0056376	MB	472.54	MB	0.0056935	MB
	Ti6Al4V	191.40	MN	0.0024996	MB	238.48	MB	0.0039749	MB	630.65	MB	0.0105113	MB	650.05	MB	0.0108892	MB	507.47	MB	0.0082307	MB	483.66	MB	0.0082419	MB
P1-Ellipse	SS316L	195.50	MB	0.0012454	MB	298.98	MB	0.0020539	MB	790.64	MB	0.0054315	MB	817.16	MB	0.0056381	MB	629.01	MB	0.0042420	MB	613.62	MB	0.0042960	MB
	CoCrMo	196.37	MB	0.0012838	MB	300.29	MB	0.0021131	MB	794.11	MB	0.0055880	MB	820.75	MB	0.0057998	MB	631.78	MB	0.0043663	MB	616.31	MB	0.0044176	MB
	Ti6Al4V	208.77	MB	0.0019217	MB	318.87	MB	0.0030902	MB	843.23	MB	0.0081718	MB	871.44	MB	0.0084707	MB	671.08	MB	0.0064208	MB	654.19	MB	0.0064239	MB
P1-Ovalado	SS316L	187.22	MB	0.0015338	MB	234.68	MB	0.0025817	MB	620.60	MB	0.0068272	MB	633.70	MB	0.0070956	MB	519.11	MB	0.0053091	MB	461.83	MB	0.0054217	MB
	CoCrMo	187.21	MB	0.0015756	MB	234.68	MB	0.0026463	MB	620.59	MB	0.0069979	MB	633.68	MB	0.0072701	MB	519.10	MB	0.0054446	MB	461.92	MB	0.0055544	MB
	Ti6Al4V	187.17	MB	0.0022336	MB	234.60	MB	0.0036535	MB	620.39	MB	0.0096614	MB	633.49	MB	0.0100231	MB	518.92	MB	0.0075620	MB	463.59	MB	0.0076222	MB
P1-Trapezoidal	SS316L	176.62	MN	0.0011954	MB	192.20	MB	0.0019067	MB	508.27	MB	0.0054222	MB	523.68	MB	0.0053213	MB	410.04	MB	0.0039661	MB	389.05	MB	0.0039796	MB
	CoCrMo	176.62	MN	0.0012235	MB	193.05	MB	0.0019475	MB	510.51	MB	0.0051499	MB	525.98	MB	0.0053422	MB	411.74	MB	0.0040520	MB	390.75	MB	0.0040619	MB
	Ti6Al4V	176.60	MN	0.0016402	MB	205.86	MB	0.0025365	MB	544.37	MB	0.0067075	MB	560.83	MB	0.0069404	MB	439.02	MB	0.0053188	MB	416.53	MB	0.0052447	MB
P2-Circular	SS316L	156.12	MN	0.0009733	MB	163.45	MB	0.0015287	MB	432.23	MB	0.0040427	MB	444.54	MB	0.0041853	MB	351.06	MB	0.0031940	MB	328.22	MB	0.0031608	MB
	CoCrMo	156.11	MN	0.0009993	MB	163.49	MB	0.0015657	MB	432.34	MB	0.0041404	MB	444.65	MB	0.0042859	MB	351.15	MB	0.0032732	MB	328.31	MB	0.0031707	MB
	Ti6Al4V	156.08	MN	0.0014194	MN	164.01	MB	0.0021400	MB	432.34	MB	0.0056590	MB	446.09	MB	0.0058481	MB	352.20	MB	0.0045052	MB	330.59	MB	0.0032353	MB
P2-Ellipse	SS316L	195.61	MN	0.0010805	MB	201.70	MB	0.0016208	MB	533.39	MB	0.0042861	MB	547.78	MB	0.0044257	MB	435.84	MB	0.0034243	MB	402.44	MB	0.0033133	MB
	CoCrMo	195.60	MN	0.0011084	MB	202.21	MB	0.0016375	MB	534.74	MB	0.0043875	MB	549.17	MB	0.0045299	MB	436.94	MB	0.0035073	MB	403.46	MB	0.0033897	MB
	Ti6Al4V	195.53	MN	0.0017802	MN	209.97	MB	0.0022454	MB	555.26	MB	0.0059377	MB	570.25	MB	0.0061211	MB	453.71	MB	0.0047767	MB	418.95	MB	0.0045565	MB
P2-Ovalado	SS316L	195.68	MN	0.0014415	MB	190.67	MB	0.0022023	MB	504.23	MB	0.0058213	MB	517.31	MB	0.0060162	MB	415.38	MB	0.0046326	MB	378.72	MB	0.0045169	MB
	CoCrMo	195.68	MN	0.0014795	MB	191.01	MB	0.0022580	MB	505.12	MB	0.0059632	MB	518.00	MB	0.0061622	MB	416.11	MB	0.0047478	MB	379.23	MB	0.0046246	MB
	Ti6Al4V	195.70	MN	0.0020759	MB	196.92	MB	0.0030922	MB	520.73	MB	0.0081771	MB	533.79	MB	0.0084386	MB	428.80	MB	0.0065477	MB	389.58	MB	0.0063043	MB
P2-Trapezoidal	SS316L	188.28	MN	0.0014964	MB	153.51	MB	0.0021752	MB	405.94	MB	0.0057522	MB	415.69	MB	0.0059288	MB	378.85	MN	0.0046315	MB	302.31	MB	0.0044114	MB
	CoCrMo	188.27	MN	0.0015344	MB	154.20	MB	0.0022253	MB	407.77	MB	0.0058847	MB	417.56	MB	0.0060646	MB	378.83	MN	0.0047410	MB	303.67	MB	0.0045102	MB
	Ti6Al4V	188.18	MN	0.0021022	MB	165.27	MB	0.0029688	MB	437.05	MB	0.0078507	MB	447.53	MB	0.0080770	MB	378.65	MN	0.0063606	MB	325.43	MB	0.0059716	MB
P3-Circular	SS316L	186.47	MN	0.0013543	MB	219.45	MB	0.0023809	MB	580.33	MB	0.0062960	MB	600.03	MB	0.0065561	MB	462.33	MB	0.0048485	MB	451.14	MB	0.0050474	MB
	CoCrMo	186.47	MN	0.0013918	MB	219.80	MB	0.0024406	MB	581.25	MB	0.0064540	MB	600.99	MB	0.0067198	MB	462.32	MB	0.0049729	MB	451.86	MB	0.0051712	MB
	Ti6Al4V	186.45	MN	0.0019830	MB	225.41	MB	0.0033748	MB	596.08	MB	0.0089245	MB	616.35	MB	0.0092779	MB	473.33	MB	0.0069230	MB	463.48	MB	0.0071041	MB
P3-Ellipse	SS316L	225.48	MN	0.0011345	MB	246.22	MB	0.0019056	MB	651.12	MB	0.0050393	MB	673.88	MB	0.0052364	MB	528.92	MB	0.0039182	MB	508.34	MB	0.0040039	MB
	CoCrMo	225.48	MN	0.0011688	MB	246.82	MB	0.0019592	MB	652.71	MB	0.0051809	MB	675.52	MB	0.0053829	MB	528.91	MB	0.0040303	MB	509.58	MB	0.0041144	MB
	Ti6Al4V	225.50	MN	0.0020352	MN	256.21	MB	0.0028285	MB	677.54	MB	0.0074799	MB	701.24	MB	0.0077614	MB	535.87	MB	0.0068510	MB	529.00	MB	0.0059065	MB
P3-Ovalado	SS316L	219.39	MN	0.0011463	MB	266.80	MB	0.0019400	MB	705.54	MB	0.0051303	MB	729.10	MB	0.0053327	MB	561.66	MB	0.0039829	MB	547.23	MB	0.0040817	MB
	CoCrMo	219.39	MN	0.0011794	MB	267.97	MB	0.0019918	MB	708.64	MB	0.0052673	MB	732.31	MB	0.0054744	MB	564.14	MB	0.0040913	MB	549.63	MB	0.0041886	MB
	Ti6Al4V	219.36	MN	0.0019972	MN	285.48	MB	0.0027985	MB	754.93	MB	0.0074006	MB	780.11	MB	0.0076811	MB	601.10	MB	0.0057824	MB	585.42	MB	0.0058592	MB
P3-Trapezoidal	SS316L	214.52	MN	0.0012287	MB	196.47	MB	0.0020061	MB	519.57	MB	0.0050350	MB	536.84	MB	0.00505047	MB	431.29	MN	0.0041508	MB	402.74	MB	0.0041898	MB
	CoCrMo	214.51	MN	0.0012602	MB	197.44	MB	0.0020518	MB	522.12	MB	0.0054259	MB	539.47	MB	0.0056292	MB	431.28	MN	0.0042482	MB	404.69	MB	0.0042322	MB
	Ti6Al4V	214.43	MN	0.0019504	MN	211.11	MB	0.0027383	MB	558.27	MB	0.0074213	MB	576.67	MB	0.0074989	MB	445.22	MN	0.0057142	MB	432.21	MB	0.0056692	MB
P. Exter	SS316L	247.31	MN	0.0019394	MB	378.64	MB	0.0034091	MB	1001.30	MB	0.0090150	MB	1034.90	MB	0.0093889	MB	796.52	MB	0.0069389	MB	777.10	MB	0.0072326	MB
	CoCrMo	247.52	MN	0.0019772	MB	379.00	MB	0.0034675	MB	1002.25	MB	0.0091695	MB	1035.89	MB	0.0095486	MB	797.27	MB	0.0070615	MB	777.87	MB	0.0073528	MB
	Ti6Al4V	250.29	MN	0.0025049	MB	383.71	MB	0.0042642	MB	1014.71	MB	0.0112763	MB	1048.84	MB	0.0117250	MB	806.93	MB	0.0087419	MB	787.78	MB	0.0089845	MB
P. Acetabule II	SS316L	1171.16	MB	0.0258431	MB	634.35	MB	0.0137296	MB	1677.52	MB	0.0363074	MB	1552.94	MB	0.0335031	MB	1930.21	MB	0.0421514	MB	707.63	MB	0.0149950	MB
	CoCrMo	1183.32	MB	0.0265116	MB	641.13	MB	0.0140850	MB	1695.46	MB	0.0372472	MB	1589.62	MB	0.0343695	MB	1950.58	MB	0.0432436	MB	715.42	MB	0.0153770	MB
	Ti6Al4V	1374.03	MB	0.0368205	MB	747.49	MB	0.0195628	MB	1976.70	MB	0.0517331	MB	1831.18	MB	0.0477233	MB	2269.97	MB	0.0600793	MB	837.52	MB	0.0212730	MB

Continúa en la siguiente página

Cuadro 4-5 – Continúa en la siguiente página

Implante analizado	Materiales	Actividad 1: Caminata normal (70 kg)		Actividad 2: Parado en 1 pierna		Actividad 3: Caminata normal (80 kg)		Actividad 4: Bajar escaleras		Actividad 5: Rodilla doblada		Actividad 6: Parado en piernas 2-1-2									
		$\sigma$ (MPa)	$\epsilon$ (mm/mm)	L	$\sigma$ (MPa)	$\epsilon$ (mm/mm)	L	$\sigma$ (MPa)	$\epsilon$ (mm/mm)	L	$\sigma$ (MPa)	$\epsilon$ (mm/mm)	L	$\sigma$ (MPa)	$\epsilon$ (mm/mm)	L					
P. de Res-nanciación Stryker	SS316L	840.88	0.009574	MB	0.004926	MB	1276.60	MB	0.0121420	MB	1429.30	MB	0.0154660	MB	577.66	MB	0.0055460	MB			
	CoCrMo	842.29	0.0097972	MB	0.0051106	MB	1278.78	MB	0.0124286	MB	1431.74	MB	0.0158299	MB	578.64	MB	0.0056782	MB			
	Ti6Al4V	860.43	0.0131856	MB	0.0068963	MB	1308.09	MB	0.0167756	MB	1463.71	MB	0.0213394	MB	592.54	MB	0.0078019	MB			
P. Bialeanu	SS316L	314.02	0.0014300	MN	0.0012206	MB	656.82	MN	0.0032276	MB	642.51	MN	0.0033420	MB	642.10	MN	0.0025249	MB			
	CoCrMo	314.02	0.0014981	MN	0.0012557	MB	656.82	MN	0.0033202	MB	642.51	MN	0.0034373	MB	642.10	MN	0.0025954	MB			
	Ti6Al4V	314.02	0.0028599	MN	0.0022622	MN	656.82	MN	0.0059820	MN	642.51	MN	0.0085316	MN	642.10	MN	0.0088479	MN	390.10	MN	0.0037651

#### **4.4.1.1. Análisis de los implantes y sus resultados.**

El análisis multiobjetivo de todos los implantes y sus respectivos ensambles se llevó a cabo con apoyo del MEF utilizando todas las condiciones de frontera mencionadas en la sección 4.3.5 y las condiciones de malla de la sección 4.3.6. Las diferentes cargas que se muestran en la Tabla 4-3 también se utilizaron para evaluar el comportamiento de los implantes ante diversas y típicas actividades diarias (actividad 1, basada en el peso de una persona de 75 kg y actividades 2-6 basadas en la peso de una persona de 80 kg), que extendió el rango de evaluación al no restringirlo a una sola actividad como lo realizado en [25, 26, 52, 33, 37, 43, 51, 125, 132]. Para mantener la similitud entre todos los ensambles (distancia del implante dentro del bloque) de los diferentes implantes, la distancia entre la parte más alta del ensamble de la cabeza femoral con el implante y la parte superior del bloque fue de 115 mm, como se informó por Bougherara et. al. [52]. Los resultados completos de las simulaciones se pueden ver en el Tabla 4-5.

### **4.5. Etapa 3: Proceso de diseño del Implante Híbrido.**

#### **4.5.1. Propuesta del implante híbrido.**

El comportamiento de esfuerzo y deformación a través de las longitud de los implantes tanto en la parte lateral como medial, requirieron un estudio profundo para generar la propuesta del implante híbrido. La tabla 4-5 muestra que la forma trapezoidal es el área de sección transversal más adecuada porque presenta los resultados de esfuerzo y deformación más bajos (en 4 de 6 actividades). Sin embargo, se puede obtener una optimización del patrón de la forma del perfil a lo largo de la longitud de los implantes, analizando el comportamiento de esfuerzo y deformación de distintos puntos independientes a través de la forma del perfil. Para realizar este análisis mas profundo y con ello poder optimizar el perfil, se crearon y evaluaron varios puntos de referencia (16 puntos en total, 8 en la parte lateral y 8 en la parte medial) a lo largo de los implantes de la Tabla 4-4, analizando las distintas cargas mencionadas en este trabajo.

Bajar escaleras (Actividad 4) es la actividad que genera los esfuerzos y deformaciones más altas en el implante (esto con base a los resultados de la Tabla 4-5), y es por ello que se seleccionó para realizar los análisis de esfuerzo y deformación en cada uno de los puntos de referencia elegidos, analizando los implantes en su zona medial y

lateral.

Los resultados de los esfuerzos y deformaciones máximas en cada uno de los puntos elegidos de las distintas geometrías de los implantes, se presentan en el Tabla (5.1) en el capítulo de los resultados. En la Tabla (4-6) se muestra un resumen con los puntos de los implantes que mostraron los resultados más bajos, esto debido al tamaño de la Tabla (5.1). Esos resultados fueron los que se utilizaron para parametrizar y diseñar la propuesta híbrida (perfil y área de la sección transversal) empalmando los tres perfiles utilizados en los diseños de Oshkour et. al. y Sabatini et. al. [25, 26].

**Cuadro 4-6:** Resumen de los mejores resultados (valores más bajos) de los puntos de referencia generados en el lado lateral y medial de todos los implantes que aparecen en la Tabla 5.1. Donde P1, P2 y P3 representan el número de perfil y la letra representa el tipo de sección transversal ( $T = Trapezoidal, C = Circular$ ). Las letras M y L representan la parte medial y lateral del implante, respectivamente, y Loc es la localización del punto de análisis en el implante.

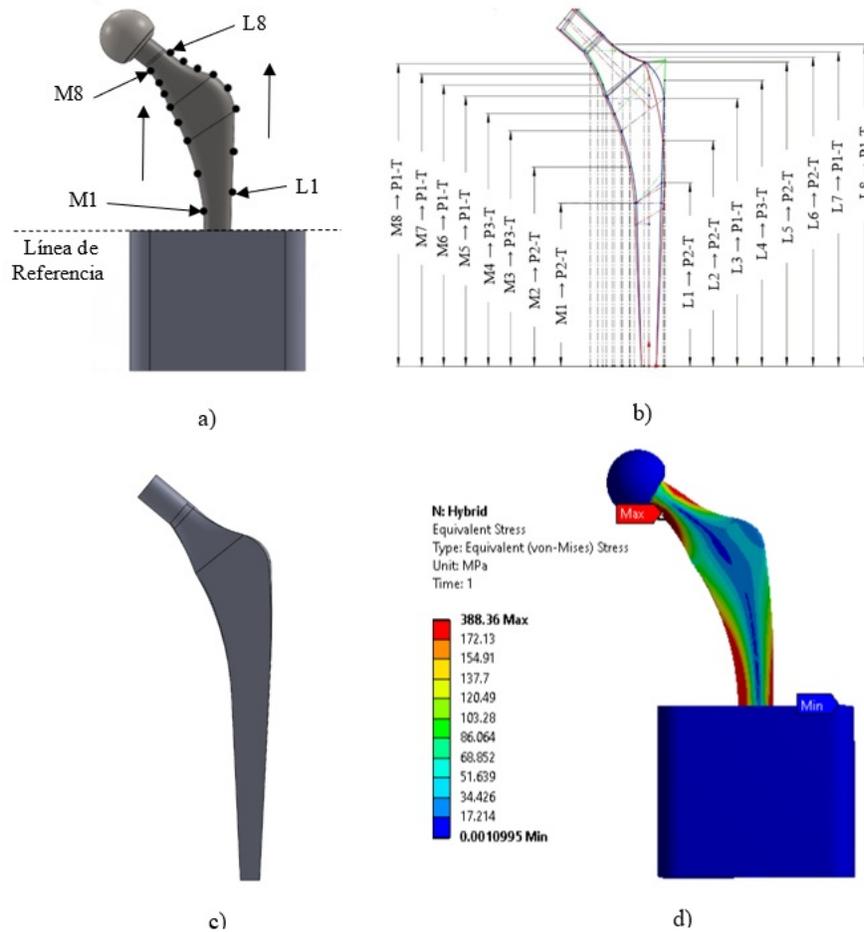
Esfuerzo equivalente máximo (von Mises)						Deformación equivalente máxima (von Mises)									
Medial			Lateral			Medial			Lateral						
Implante	Loc	$\sigma$ (MPa)	Material	Implante	Loc	$\sigma$ (MPa)	Material	Implante	Loc	$\epsilon$ (mm/mm)	Material	Implante	Loc	$\epsilon$ (mm/mm)	Material
P2-T	M1	340	Ti6Al4V	P2-T	L1	189	SS316L	P2-T	M1	0.00155	SS316L	P2-T	L1	.00086	SS316L
P2-T	M2	238	SS316L	P2-T	L2	126	SS316L	P2-T	M2	0.00108	SS316L	P2-T	L2	.00057	SS316L
P3-T	M3	154	SS316L	P1-T	L3	42	SS316L	P3-T	M3	0.00070	SS316L	P1-T	L3	.00019	SS316L
P3-T	M4	114	SS316L	P3-T	L4	14	SS316L	P3-T	M4	0.00052	SS316L	P3-T	L4	.00006	SS316L
P1-T	M5	90	SS316L	P2-T	L5	12	SS316L	P1-T	M5	0.00041	SS316L	P2-T	L5	.00006	SS316L
P1-T	M6	145	SS316L	P2-T	L6	86	SS316L	P1-T	M6	0.00066	SS316L	P2-T	L6	.00039	SS316L
P1-T	M7	205	SS316L	P1-T	L7	141	SS316L	P1-T	M7	0.00093	SS316L	P1-T	L7	.00064	SS316L
P1-T	M8	269	SS316L	P1-T	L8	207	SS316L	P1-T	M8	0.00122	SS316L	P1-T	L8	.00094	SS316L

Las mismas condiciones de frontera y de malla usadas en las secciones 4.3.5 y 4.3.6 fueron utilizadas en los análisis de elemento finito.

### ***4.5.2. Diseño de la propuesta del implante.***

El análisis multiobjetivo para generar la propuesta del implante híbrido de cadera, se realizó utilizando 16 puntos de referencia (ocho en el lado medial (M) y ocho en el lado lateral (L)), colocados a ambos lados del implante de cadera. Los resultados de estos puntos se colocaron en el capítulo 5 (Tabla 5.1). Los puntos con los resultados que mostraron un mejor desempeño se seleccionaron de la Tabla 5.1 (del M1 al M8 y del L1 al L8), y se colocaron en la Tabla 4-6.

Para establecer la referencia, se crearon cuatro planos que contienen las líneas M1-L1, M3-L3, M5-L5 y M7-L7, alrededor de un ángulo de 35 grados y se alinearon usando los planos de referencia creados en la sección 4.4.1 (Figura 4-5), replicando las vistas presentadas por Sabatini et. al. [26]. Los planos restantes (M2-L2, M4-L4, M6-L6 y M8-L8) se colocaron a la mitad de la distancia entre los planos mencionados anteriormente. La numeración de los puntos comienza en la línea de referencia ubicada en la superficie superior del bloque y asciende hasta el cuello del implante (Figura (4-10 a)). Como resultado, se generaron nuevos puntos (Figura 4-10 b) tanto en el lado medial como en el lateral. El siguiente paso fue colocar los nuevos puntos de referencia en un nuevo modelo (template) usando sus coordenadas, perfiles correspondientes y áreas de sección transversal (Tabla 4-6). Finalmente, se trazo el perfil híbrido (Figura (4-10 c)) vinculando los nuevos puntos de referencia descritos anteriormente. Esos puntos ayudan en la definición de los radios y ángulos del perfil de la propuesta final del implante híbrido para generar el sólido siguiendo los pasos descritos en la Etapa 2. Es importante resaltar que el área de la sección transversal trapezoidal en todos los puntos de referencia evaluados fue la mejor geometría, lo cual concuerda con los hallazgos colocados en la Tabla 4-5 y los resultados reportados por Oshkour et al. [25], Sabatini et al. [26] y C. KN et al. [51].

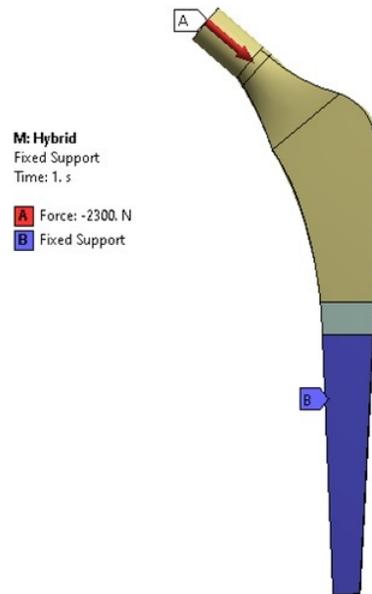


**Figura 4-10:** a) Localización de los 8 puntos en la parte medial y los 8 puntos en la parte lateral del implante (El número de puntos incrementa hacia arriba en ambos lados del implante, M1 = Medial 1 y L1 = Lateral 1), b) Localización de los puntos que mostraron los mejores esfuerzos y deformaciones en los diferentes implantes evaluados, donde  $M_X/L_X \rightarrow P_X-T$ , representan el patrón evaluado en cada uno de los puntos de referencia generados (M1-M8 y L1-L8) y (P1-P3) representan el número de perfil, y la letra representa el tipo de área de sección transversal (T = Trapezoidal), c) Diseño de la propuesta del implante híbrido, d) Esfuerzo equivalente máximo de von Mises con el perfil híbrido, utilizando la carga de la actividad 4 (Bajar escaleras) y el material de acero inoxidable (SS316L)

#### 4.5.3. *Análisis de los implantes con las normas ASTM F2996-13 y la ISO 7206-4:2010 (E).*

Otro de los análisis realizados a los distintos implantes evaluados en este trabajo, fue utilizando las condiciones de frontera y de carga de la norma ASTM F2996-13 y la norma ISO 7206-4:2010 (E) (Observar Figura 4-11). Inicialmente solo se había utilizado las condiciones de frontera del trabajo seleccionadas para la validación, pero

debido a que las normas antes mencionadas son las que se utilizan normalmente para realizar el diseño del implante, fueron aplicadas a los distintos diseños y comparado con los resultados de las simulaciones con las cargas y condiciones de frontera mencionadas en este capítulo (los resultados se mencionan en el capítulo siguiente).



**Figura 4-11:** Condiciones de frontera y de carga de la norma ASTM F2996-13 y de la norma ISO 7206-4:2010 (E).

## Capítulo 5

### Resultados.

El diseño y análisis de las prótesis de cadera estudiadas en este trabajo fue un reto. Esto debido la mayoría de los trabajos que se encontraron en la literatura, no publican la información necesaria para poder reproducir los diseños que presentan. Aun cuando ya se tienen los diseños, es difícil comparar entre distintos trabajos, debido a que se utilizan diferentes condiciones de frontera, distintos parámetros de mallado, así como distintas cargas, aunado a que se analizan diferentes factores en las prótesis de cadera.

Tomando en cuenta la información que se presentó en la Tabla 4.1, el implante de Exeter fue el implante que se seleccionó ya que se encontró mayor información para poder diseñarlo, así como también el perfil que tiene esta prótesis, es mas sencillo de reproducir [52, 124].

Las condiciones de frontera, de mallado y de carga para realizar la validación de esta información, se describió en el capítulo anterior. Estos datos fueron validados con el trabajo de Bougherara et al. [52]. Como resultado se obtuvo una pequeña variación en los resultados de un 0.11 % entre el esfuerzo equivalente reportado por Bougherara et al. [52] (247.8 MPa) y el resultado obtenido en este trabajo (247.52 MPa, la información de la cantidad de elementos y nodos utilizados en la simulación, se menciona en el capítulo anterior). Otro de los puntos importantes que nos ayudó a validar y dar confiabilidad a los resultados obtenidos fue la localización del esfuerzo máximo en ambos trabajos, los cuales se presentaron en la zona del cuello por la parte medial del implante.

Para realizar el análisis de los 16 implantes estudiados en este trabajo, se utilizó el análisis multiobjetivo, analizando esfuerzos y deformaciones equivalentes máximas de von Mises. El primero de los análisis, fue la investigación del perfil con área de sección transversal que mostró los mejores resultados al aplicar las distintas cargas que se presentaron en el capítulo anterior (Tabla 4.3). Estos resultados se presentaron en la Tabla 4.5, los

cuales arrojaron que el P2-Trapezoidal fue el que resultó con los esfuerzos y deformaciones mas bajas. De acuerdo con la Tabla 4.5, el esfuerzo equivalente máximo de von Mises y la deformación equivalente máxima, estan localizadas en la zona medial del implante entre el punto M1 y la línea de referencia (Parte superior del bloque de concreto, Figura 4-10 (a)). La Actividad muestra que el esfuerzo y deformación equivalente máxima se presenta en la zona del cuello por la parte medial, alrededor del punto M8 de la Figura 4-10 (a).

**Cuadro 5-1:** Implantes con esfuerzos equivalentes máximos ( $\sigma$ ) y deformaciones equivalentes máximas ( $\epsilon$ ) para seis actividades diferentes y su respectiva localización indicada por MN = Medial Neck (Zona medial del cuello), MB = Medial Base (Zona medial de la base).

Implante	Material	Actividad 1: Caminata normal (70 kg)			Actividad 2: Parado en 1 pierna			Actividad 3: Caminata normal (80 kg)			Actividad 4: Bajar escaleras			Actividad 5: Rodilla doblada			Actividad 6: 2-1-2 Parado de pierna								
		$\sigma$ (MPa)	$\epsilon$ (mm/m)	L	$\sigma$ (MPa)	$\epsilon$ (mm/m)	L	$\sigma$ (MPa)	$\epsilon$ (mm/m)	L	$\sigma$ (MPa)	$\epsilon$ (mm/m)	L	$\sigma$ (MPa)	$\epsilon$ (mm/m)	L	$\sigma$ (MPa)	$\epsilon$ (mm/m)	L						
P1-Circular	SS316L	191.41	MN	1.61	MB	232.68	MB	2.65	MB	615.30	MB	7.01	MB	634.21	MB	7.28	MB	495.21	MB	5.48	MB	471.80	MB	5.54	MB
	CoCrMo	191.41	MN	1.66	MB	233.04	MB	2.73	MB	616.25	MB	7.21	MB	635.19	MB	7.48	MB	495.96	MB	5.64	MB	472.54	MB	5.69	MB
	Ti6Al4V	191.40	MN	2.50	MB	238.48	MB	3.97	MB	630.65	MB	10.51	MB	650.05	MB	10.89	MB	507.47	MB	8.28	MB	483.66	MB	8.24	MB
P1-Elipse	SS316L	195.50	MB	1.25	MB	298.98	MB	2.06	MB	790.64	MB	5.43	MB	817.16	MB	5.64	MB	629.01	MB	4.24	MB	613.62	MB	4.30	MB
	CoCrMo	196.37	MB	1.28	MB	300.29	MB	2.11	MB	794.11	MB	5.59	MB	820.75	MB	5.80	MB	631.78	MB	4.37	MB	616.31	MB	4.42	MB
	Ti6Al4V	208.77	MB	1.92	MB	318.87	MB	3.09	MB	843.23	MB	8.17	MB	871.44	MB	8.47	MB	671.08	MB	6.42	MB	654.19	MB	6.42	MB
P1-Ovalado	SS316L	187.22	MB	1.53	MB	234.68	MB	2.58	MB	620.60	MB	6.83	MB	633.70	MB	7.09	MB	519.11	MB	5.31	MB	461.83	MB	5.42	MB
	CoCrMo	187.21	MB	1.58	MB	234.68	MB	2.65	MB	620.59	MB	7.00	MB	633.68	MB	7.27	MB	519.10	MB	5.44	MB	461.92	MB	5.55	MB
	Ti6Al4V	187.17	MB	2.23	MB	244.60	MB	3.65	MB	620.39	MB	9.66	MB	633.49	MB	10.02	MB	518.92	MB	7.56	MB	463.59	MB	7.62	MB
P1-Trapezoidal	SS316L	176.62	MN	1.20	MB	192.20	MB	1.91	MB	508.27	MB	5.04	MB	523.68	MB	5.23	MB	410.04	MB	3.97	MB	389.05	MB	3.98	MB
	CoCrMo	176.62	MN	1.22	MB	193.05	MB	1.95	MB	510.51	MB	5.15	MB	525.98	MB	5.34	MB	411.74	MB	4.05	MB	390.75	MB	4.06	MB
	Ti6Al4V	176.60	MN	1.64	MB	205.86	MB	2.54	MB	544.37	MB	6.71	MB	560.83	MB	6.94	MB	439.02	MB	5.32	MB	416.53	MB	5.24	MB
P2-Circular	SS316L	156.12	MN	1.00	MB	163.45	MB	1.53	MB	432.23	MB	4.04	MB	444.54	MB	4.19	MB	351.06	MB	3.19	MB	328.22	MB	3.16	MB
	CoCrMo	156.11	MN	1.00	MB	163.49	MB	1.57	MB	432.34	MB	4.14	MB	444.65	MB	4.29	MB	351.15	MB	3.27	MB	328.31	MB	3.17	MB
	Ti6Al4V	156.08	MN	1.42	MN	164.01	MB	2.14	MB	433.72	MB	5.66	MB	446.09	MB	5.85	MB	352.20	MB	4.51	MB	330.59	MB	3.24	MB
P2-Elipse	SS316L	195.60	MN	1.08	MB	201.70	MB	1.62	MB	533.39	MB	4.29	MB	547.78	MB	4.43	MB	435.84	MB	3.42	MB	402.44	MB	3.31	MB
	CoCrMo	195.53	MN	1.78	MN	209.97	MB	2.25	MB	534.74	MB	4.39	MB	549.17	MB	4.53	MB	436.94	MB	3.51	MB	403.46	MB	3.39	MB
	Ti6Al4V	195.53	MN	1.78	MN	209.97	MB	2.25	MB	534.74	MB	4.39	MB	549.17	MB	4.53	MB	436.94	MB	3.51	MB	403.46	MB	3.39	MB
P2-Ovalado	SS316L	195.68	MN	1.44	MB	190.67	MB	2.20	MB	504.23	MB	5.82	MB	517.31	MB	6.02	MB	415.38	MB	4.63	MB	378.72	MB	4.52	MB
	CoCrMo	195.68	MN	1.48	MB	191.01	MB	2.26	MB	505.12	MB	5.96	MB	518.00	MB	6.16	MB	416.11	MB	4.75	MB	379.23	MB	4.62	MB
	Ti6Al4V	195.70	MN	2.08	MB	196.92	MB	3.09	MB	520.73	MB	8.18	MB	533.79	MB	8.44	MB	428.80	MB	6.55	MB	389.58	MB	6.30	MB
P2-Trapezoidal	SS316L	188.28	MN	1.50	MB	153.51	MB	2.18	MB	405.94	MB	5.75	MB	415.69	MB	5.93	MB	378.85	MN	4.63	MB	302.31	MB	4.41	MB
	CoCrMo	188.27	MN	1.53	MB	154.20	MB	2.23	MB	407.77	MB	5.88	MB	417.56	MB	6.06	MB	378.83	MN	4.74	MB	303.67	MB	4.51	MB
	Ti6Al4V	188.18	MN	2.10	MB	165.27	MB	2.97	MB	437.05	MB	7.85	MB	447.53	MB	8.08	MB	378.65	MN	6.37	MB	325.43	MB	5.97	MB
P3-Circular	SS316L	186.47	MN	1.35	MB	219.45	MB	2.38	MB	580.33	MB	6.30	MB	600.03	MB	6.56	MB	462.33	MB	4.85	MB	451.14	MB	5.05	MB
	CoCrMo	186.47	MN	1.39	MB	219.80	MB	2.44	MB	581.25	MB	6.45	MB	600.99	MB	6.72	MB	462.32	MB	4.97	MB	451.86	MB	5.17	MB
	Ti6Al4V	186.45	MN	1.98	MB	225.41	MB	3.37	MB	596.08	MB	8.92	MB	616.35	MB	9.28	MB	473.33	MB	6.92	MB	463.48	MB	7.10	MB
P3-Elipse	SS316L	225.48	MN	1.13	MB	246.22	MB	1.91	MB	651.12	MB	5.04	MB	673.88	MB	5.24	MB	528.92	MB	3.92	MB	508.34	MB	4.00	MB
	CoCrMo	225.48	MN	1.17	MB	246.82	MB	1.96	MB	652.71	MB	5.18	MB	675.52	MB	5.38	MB	528.91	MB	4.03	MB	509.58	MB	4.11	MB
	Ti6Al4V	225.50	MN	2.05	MN	256.21	MB	2.83	MB	677.54	MB	7.48	MB	701.24	MB	7.76	MB	535.87	MB	5.85	MB	529.00	MB	5.91	MB
P3-Ovalado	SS316L	219.39	MN	1.15	MB	266.80	MB	1.94	MB	705.54	MB	5.13	MB	729.10	MB	5.33	MB	561.66	MB	3.98	MB	547.23	MB	4.08	MB
	CoCrMo	219.39	MN	1.18	MB	267.97	MB	1.99	MB	708.64	MB	5.27	MB	732.31	MB	5.47	MB	564.14	MB	4.09	MB	549.63	MB	4.19	MB
	Ti6Al4V	219.36	MN	2.00	MN	285.48	MB	2.80	MB	754.93	MB	7.40	MB	780.11	MB	7.68	MB	601.10	MN	5.78	MB	585.42	MB	5.85	MB
P3-Trapezoidal	SS316L	214.52	MN	1.23	MB	196.47	MB	2.01	MB	519.57	MB	5.31	MB	536.84	MB	5.50	MB	431.29	MN	4.15	MB	402.74	MB	5.67	MB
	CoCrMo	214.51	MN	1.26	MB	197.44	MB	2.06	MB	522.12	MB	5.43	MB	539.47	MB	5.63	MB	431.28	MN	4.25	MB	404.69	MB	4.28	MB
	Ti6Al4V	214.43	MN	1.95	MN	211.11	MB	2.74	MB	538.27	MB	7.24	MB	576.67	MB	7.50	MB	445.22	MB	5.71	MB	432.21	MB	5.67	MB
P. Exter	SS316L	247.52	MN	1.94	MB	378.64	MB	3.41	MB	1001.30	MB	9.02	MB	1034.90	MB	9.39	MB	796.52	MB	6.94	MB	777.10	MB	7.23	MB
	CoCrMo	247.52	MN	1.98	MB	379.00	MB	3.47	MB	1002.25	MB	9.17	MB	1035.89	MB	9.55	MB	797.27	MB	7.06	MB	777.87	MB	7.35	MB
	Ti6Al4V	250.29	MN	2.50	MB	385.71	MB	4.26	MB	1014.71	MB	11.28	MB	1048.84	MB	11.73	MB	806.93	MB	8.74	MB	787.78	MB	8.98	MB
P. Accolade	SS316L	1171.16	MB	25.84	MB	634.35	MB	13.73	MB	1677.52	MB	36.31	MB	1552.94	MB	33.50	MB	1930.21	MB	42.15	MB	707.63	MB	15.00	MB
	CoCrMo	1183.32	MB	26.51	MB	641.13	MB	14.09	MB	1695.46	MB	37.25	MB	1569.62	MB	34.37	MB	1950.58	MB	43.24	MB	715.42	MB	15.38	MB

Continúa en la siguiente página

Cuadro 5-1 – continued from previous page

Implante	Material	Actividad 1: Caminata normal (70 kg)		Actividad 2: Parado en 1 pierna		Actividad 3: Caminata normal (80 kg)		Actividad 4: Bajar escaleras		Actividad 5: Rodilla doblada		Actividad 6: 2-1-2 Parado de pierna													
		$\sigma$ (MPa)	$\epsilon$ (mm/m)	$\sigma$ (MPa)	$\epsilon$ (mm/m)	$\sigma$ (MPa)	$\epsilon$ (mm/m)	$\sigma$ (MPa)	$\epsilon$ (mm/m)	$\sigma$ (MPa)	$\epsilon$ (mm/m)	$\sigma$ (MPa)	$\epsilon$ (mm/m)												
P. Restoration Stryker	Ti6AlV	1374.03	MB	36.82	MB	747.49	MB	19.56	MB	1976.70	MB	51.73	MB	47.72	MB	2269.97	MB	60.08	MB	837.52	MB	21.27	MB		
	SS316L	840.88	MB	9.57	MB	482.75	MB	4.99	MB	1276.60	MB	13.20	MB	1193.80	MB	12.14	MB	1429.30	MB	15.47	MB	577.66	MB	5.55	MB
	CoCrMo	842.29	MB	9.80	MB	483.57	MB	5.11	MB	1278.78	MB	13.51	MB	1195.82	MB	12.43	MB	1431.74	MB	15.83	MB	578.64	MB	5.68	MB
	Ti6AlV	860.43	MB	13.19	MB	494.65	MB	6.90	MB	1308.09	MB	18.24	MB	1223.47	MB	16.78	MB	1463.71	MB	21.34	MB	592.54	MB	7.80	MB
P. Brillemu	SS316L	314.02	MN	1.43	MN	248.39	MN	1.22	MB	656.82	MN	3.23	MB	642.51	MN	3.34	MB	642.10	MN	2.92	MN	390.10	MN	2.52	MB
	CoCrMo	314.02	MN	1.50	MN	248.39	MN	1.26	MB	656.82	MN	3.32	MB	642.51	MN	3.44	MB	642.10	MN	3.06	MN	390.10	MN	2.60	MB
	Ti6AlV	314.02	MN	2.86	MN	248.39	MN	2.26	MN	656.82	MN	5.98	MN	642.51	MN	5.85	MN	642.10	MN	5.85	MN	390.10	MN	3.77	MB
	Ti6AlV	314.02	MN	2.86	MN	248.39	MN	2.26	MN	656.82	MN	5.98	MN	642.51	MN	5.85	MN	642.10	MN	5.85	MN	390.10	MN	3.77	MB

### **5.1. Resultados del diseño del implante híbrido de cadera.**

Conociendo que el área de sección transversal trapezoidal generó los esfuerzos y deformaciones mas bajos en la mayoría de los implantes de cadera, se prosiguió analizar los distintos perfiles (P1, P2 y P3) y los perfiles de los implantes comerciales (Exeter, Accolade, Styker restoration y el implante de Braileanu). Estos análisis de realizaron al colocar 16 puntos de análisis (8 en la parte medial y 8 en la parte lateral) en cada implante de cadera. Al analizar los esfuerzos y deformaciones obtenidos de cada uno de los puntos y al haber seleccionado los resultados mas bajos, se genero una nueva geometría del perfil que al combinarla con el área de sección transversal trapezoidal, se obtuvo la nueva prótesis llamada implante híbrido de cadera. Estos resultados se muestran en la Tabla 5-1.

El análisis del implante híbrido de cadera, se realizó bajo las mismas condiciones descritas en el capítulo anterior y se compararon los resultados con el perfil de referencia, es decir, el perfil que hasta el momento había mostrado el mejor desempeño, el cual es el perfil P2-Trapezoidal (esta información se presenta en la Tabla 5-2). Analizando los resultados de esta tabla, el implante híbrido de cadera mostró los esfuerzos mas bajos en 4 de las 6 actividades analizadas. Estas actividades muestran una carga con un ángulos entre 7 y 13 grados (actividades 2-4 y actividad 6). Mientras que para las actividades 1 y 5, el P2-Trapezoidal mostró los esfuerzos mas bajos (cargas con ángulo de 20 y 16 grados respectivamente).

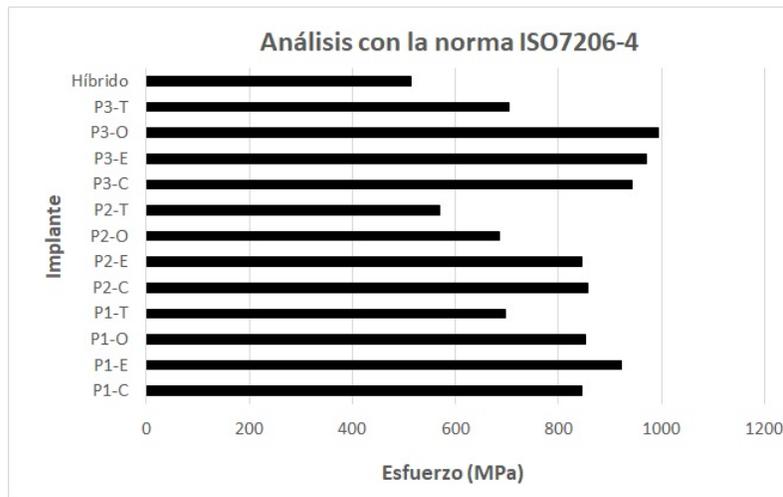
Analizando las deformaciones, el implante híbrido de cadera presento el mejor desempeño en todas las actividades analizadas, es decir, las deformaciones mas bajas. La localización del esfuerzo máximo en el implante híbrido de cadera se genero en la parte medial por la zona del cuello en las actividades de la 1 hasta la 5, pero para la actividad 6, se localizó en la parte medial en la zona de la base del implante, es decir, pegado a la parte superior del bloque de concreto. Para el caso de la localización de las deformaciones máximas, estas se generaron la mayoría en la parte medial en la zona de la base, para las actividades 2 a la 6, solo en la actividad 1, se localizó en la parte medial por la zona del cuello.

**Cuadro 5-2:** Comparación de resultados entre las mejores configuraciones analizando los esfuerzos y deformaciones equivalentes de von Mises que mostraron mejor desempeño. Donde P2 representa el número del perfil y T el área de sección Trapezoidal, la localización (Loc) del esfuerzo y deformación esta dada por MN = Medial Neck and MB = Medial Base.

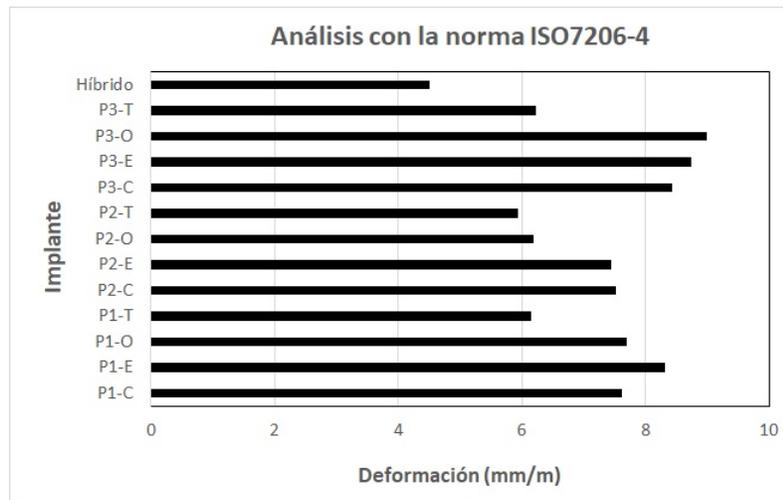
Implante	Material	Actividad 1: Caminata normal (70 kg)		Actividad 2: 1 Parado de pierna		Actividad 3: Normal walking (80 kg)		Actividad 4: Bajar escaleras		Actividad 5: Rodilla doblada		Actividad 6: 2-1-2 parado de pierna										
		$\sigma$ (MPa)	$\epsilon$ (mm/m)	Loc	$\sigma$ (MPa)	$\epsilon$ (mm/m)	Loc	$\sigma$ (MPa)	$\epsilon$ (mm/m)	Loc	$\sigma$ (MPa)	$\epsilon$ (mm/m)	Loc	$\sigma$ (MPa)	$\epsilon$ (mm/h)	Loc						
P2-T	SS316L	188.28	1.50	MN	153.51	MB	405.94	MB	5.75	MB	415.69	MB	5.93	MB	378.85	MN	4.63	MB	302.31	MB	4.41	MB
	CoCrMo	188.27	1.53	MN	154.20	MB	407.77	MB	5.88	MB	417.56	MB	6.06	MB	378.83	MN	4.74	MB	303.67	MB	4.51	MB
	Ti6Al4V	188.18	2.10	MN	165.27	MB	437.05	MB	7.85	MB	447.53	MB	8.08	MB	378.65	MN	6.37	MB	325.43	MB	5.97	MB
Híbrido	SS316L	194.58	0.89	MN	150.53	MN	398.06	MN	2.97	MB	388.36	MN	3.08	MB	392.50	MN	2.36	MB	285.49	MB	2.32	MB
	CoCrMo	194.58	0.93	MN	150.52	MN	398.05	MN	3.03	MB	388.36	MN	3.14	MB	392.49	MN	2.41	MB	286.69	MB	2.36	MB
	Ti6Al4V	194.53	1.77	MN	150.49	MN	397.97	MN	3.94	MB	404.43	MB	4.07	MB	392.41	MN	3.58	MN	302.05	MB	3.07	MB

## 5.2. Normas ASTM F2996-13 e ISO 7206-4:2010(E)

Además de los análisis con las condiciones de frontera utilizadas para la validación, se utilizaron las condiciones de frontera y carga de las normas ASTM F2996-13 e ISO 7206-4:2010(E). Los resultados que se obtuvieron con estas normas se muestran en las Figuras 5-1 y 5-2. En estas gráficas se obtuvieron los esfuerzos y deformaciones equivalentes de von Mises y se observa que el implante híbrido de cadera es el que mostró el mejor desempeño.



**Figura 5-1:** Resultados del esfuerzo equivalente de von Mises con el uso de las normas ASTM F2996-13 e ISO 7206-4:2010(E). Donde P1, P2, y P3 representan el número del perfil, y la letra representa el área de sección transversal (C = Circular, E = Elipse, O = Ovalado, T = Trapezoidal).



**Figura 5-2:** Resultados de la deformación equivalente de von Mises con el uso de las normas ASTM F2996-13 e ISO 7206-4:2010(E). Donde P1, P2, y P3 representan el número del perfil, y la letra representa el área de sección transversal (C = Circular, E = Elipse, O = Ovalado, T = Trapezoidal).

### 5.3. Discusión de Resultados.

Durante el paso de los años, se han estudiado diferentes tipos de prótesis de cadera bajo distintas cargas y condiciones de frontera como se puede ver en la Tabla 4-1. Realizar una comparación entre cada uno de los trabajos genera bastante dificultad, debido a que no todos tienen una misma metodología de estudio. Sin embargo, varios de los estudios concuerdan que el cuello de la prótesis, es la zona donde se concentran los mayores esfuerzos y deformaciones [25, 26, 36, 132, 135]. Los resultados que presentan estos trabajos, están en función de la actividad que se está evaluando (carga utilizada), ya que entre cada estudio varía, así como también, se tienen variaciones en las condiciones de frontera.

En este trabajo de investigación se evaluaron las geometrías de implantes de cadera más comunes encontradas en la literatura (Tabla 1) mediante un análisis multi-objetivo bajo los mismos criterios, lo que permitió la comparación entre todos los implantes estudiados. El implante de Exeter, fue la prótesis que se seleccionó para realizar la validación de las cargas y las condiciones de frontera. Esto debido a que presentaba la mayoría de las dimensiones geométricas requeridas para su diseño y parametrización [52, 124], incluidos informes completos de validación experimental utilizando galgas extensométricas. Este diseño, tiene una geometría suave sin bordes afilados, lo que

minimiza la concentración de esfuerzos debido a no presenta cambios bruscos de geometría.

Para realizar las simulaciones, el tipo de elemento seleccionado fue el elemento tetrahédrico cuadrático de 10 nodos (10-node quadratic tetrahedron). Este tipo de elemento se usan comúnmente para la evaluación MEF en geometrías irregulares y curvas [25, 52, 44, 37]. Es por eso, que en este trabajo se utilizó el elemento tetrahédrico de 10 nodos ya que es la mejor opción para este tipo de estudio, debido a que se tienen varias curvaturas en la geometría del implante.

Otro de los puntos importantes en las simulaciones, es el refinamiento de los mallados y una de las opciones utilizadas para los distintos estudios realizados, fue modificar el tamaño de elemento, que como se mencionó en el capítulo anterior, se utilizó un elemento uniforme con tamaño de 2.4 mm para comparar los distintos implantes evaluados en este trabajo. Sin embargo, se necesitaría un tamaño de elemento más pequeño para geometrías de implantes pequeñas, cambios drásticos en el área de sección transversal o geometrías complejas de implantes. Aunque algunos autores reportan tamaños de elementos más pequeños que van desde 0.004 mm a 1.5 mm [25, 44, 51, 133], en este trabajo, el tamaño de elemento seleccionado (2.4 mm) da el menor porcentaje de error después de compararlo con el resultado de Bougherara et al. [52]. El uso de valores más pequeños podría representar una desventaja en el procesamiento de datos, principalmente si se considera la interfaz hueso-implante en la simulación o si se desea realizar un análisis de cartílago [136, 137, 138].

Este trabajo se centró únicamente en el comportamiento del implante de cadera y no en la interacción hueso-implante, simplificando la evaluación al utilizar geometrías regulares como el bloque utilizado en el ensamble. En algunos estudios similares, han utilizado previamente geometrías simples para representar el empotramiento del implante con el hueso [52, 132, 135]. Es por eso, que se utilizó un bloque de concreto con un módulo de elasticidad de 30 GPa muy similar al módulo de elasticidad del hueso humano, como se ha presentado en otros trabajos [1, 34, 3, 38], lo que da una idea razonable del comportamiento del implante al estar empotrado en el hueso. La cabeza femoral se usa comúnmente para la aplicación de la carga [52, 36, 43, 51, 132, 133, 125], y para este trabajo, se consideró como la mejor zona para colocar la carga, ya que se asemeja a los mecanismos de acción de la prótesis en la articulación de la cadera.

En las distintas simulaciones realizadas en este trabajo, el área de la sección transversal trapezoidal mostró un mejor desempeño, principalmente en la disminución de los esfuerzos en un intervalo de 1.96-9.6% en cuatro de las seis actividades, lo que concuerda con los resultados proporcionados por Oshkour et al.[25], Sabatini et

al. [26], y C.K.N. et al.[51]. En estos trabajos, reportaron que el área trapezoidal mostró el mejor rendimiento utilizando el análisis multi-objetivo. Además, mostró el comportamiento del área transversal más consistente a lo largo del implante (Tabla 5-1). El uso de un área de sección transversal trapezoidal mejora la estabilidad de la unión hueso-implante porque una geometría con bordes pronunciados restringe el movimiento y actúa como un ancla, lo que aumenta la posibilidad de evitar micromovimientos.

El análisis de las diferentes secciones transversales mostró que la sección transversal trapezoidal tiene más efecto en la reducción de los micromovimientos que las geometrías suaves como la circular, elíptica u ovalada [26, 139]. Este hallazgo concuerda con el estudio de Delikanli y Kayacan [132], donde se encontró que la estabilidad del fémur aumenta con el uso de secciones rectangulares y trapezoidales. El perfil 2 con sección transversal trapezoidal (P2-T) mostró los esfuerzos más bajos en cuatro de seis actividades (Tabla 4.5), que son las actividades más propensas a repetirse todos los días [51], incluida "Bajar escaleras", que fue la actividad más crítica identificada para los implantes (Actividad 4). Cuando los resultados de P2-T se comparan con los resultados de otras áreas transversales en la Actividad 4 de la Tabla 4.5, se puede apreciar que:

- Los mayores esfuerzos se obtuvieron en los perfiles de área de sección transversal elíptica. Se puede apreciar un incremento de esfuerzos de 96.6% y un decremento de deformación de 4.9% entre P2-T y la forma elíptica (P1-E). Esos resultados coinciden con el estudio presentado por Sabatini et al. [26], donde los diseños circulares y elípticos mostraron los valores de esfuerzos más altos en comparación con los trapezoidales.
- El área de la sección transversal circular es más sensible a la aplicación del ángulo de la fuerza (actividades 1 y 5, ángulos de fuerza de la fuerza de 20 y 16 grados, respectivamente). Esto puede ser consecuencia del aumento de la componente horizontal del vector fuerza. Además, cuando el implante tiene una sección transversal más suave, los esfuerzos se distribuye mejor alrededor del implante. También se tendrá una reducción en la concentración de esfuerzos, como lo mencionan Sabatini et al.[26], y Kayabasi et al. [139]. El P2-C presenta un incremento mínimo en el esfuerzo de 6.9% en comparación con P2-T en la Actividad 4, bajar escaleras.
- En cuanto a las deformaciones, la parte distal y el cuello del implante son las zonas con menor área de sección transversal, siendo esta última más crítica en perfiles con área de sección circular. Finalmente, los perfiles de área de sección transversal ovalada mostraron un incremento máximo de esfuerzos de 75.4% (P3-O) y una

disminución de deformación de 19.7% (P1-O) con respecto a P2-T.

- Con perfiles más suavizados (con mayor radio en la parte lateral del implante) y materiales rígidos se obtuvo una mejor distribución de los esfuerzos, generando una disminución de las deformaciones. Sin embargo, el riesgo de micromovimientos podría aumentar con estas geometrías [25].

#### **5.4. Implante híbrido de cadera.**

El perfil híbrido en las actividades 2-4 y 6, mostró una reducción de esfuerzos de 1.96-9.6% (ver Tabla 5-2) para las diferentes actividades en comparación con el implante de referencia (P2-Trapezoidal); esta reducción fue posible al combinar las características de los distintos implantes que mostraron mejor desempeño al realizar los análisis multiobjetivo. El esfuerzo máximo en el perfil híbrido se localizó en el área medial del cuello en las primeras cinco actividades.

Las deformaciones más bajas se obtuvieron con el implante híbrido de cadera en todas las actividades analizadas en este trabajo. Estas deformaciones se localizaron en la base del implante cerca del bloque de concreto. Una reducción de las deformaciones, representa una ventaja potencial para los pacientes con osteoporosis, debido a que las fracturas no pueden ocurrir con deformaciones pequeñas [140, 141].

Analizando las dimensiones del área de sección transversal en la zona proximal del implante híbrido de cadera, se obtuvo un incremento de 5.22 mm en la dimensión lateral (línea que se forma entre el punto M5 y L5 del mismo plano, observar Figura 4.10) del perfil híbrido debido a la nueva geometría (la dimensión final es de 27.57 mm). Aunque se modificaron las dimensiones en torno a la zona media y superior del implante, la parte distal empotrada en el bloque de concreto, no sufrió ningún cambio. El incremento en la dimensión alrededor de la sección proximal podría ser una limitación potencial para el usuario final, porque dependerá de la morfología particular del usuario potencial; sin embargo, no parece afectar la implantación de la prótesis en el hueso. Según los estudios presentados por Eckrich et al. [142], el fémur tiene una dimensión de  $33.8 \pm 1.3$  mm en la parte proximal (diámetro transversal medular en el trocánter menor). El trabajo presentado por Pi Y. et al. [143], dijo que el fémur tiene una dimensión de  $25.47 \pm 3.60$  mm, lo que garantiza que el implante híbrido debe entrar en el fémur al momento de restaurar una articulación de cadera. Sin embargo, podría limitarse a las restricciones anatómicas

específicas de cada paciente. Este incremento (5.22 mm) es una dimensión útil en el implante de cadera para pacientes con sobrepeso, según Takai et al. [144], lo que sugiere que un implante delgado (cuello y cuerpo) no es la mejor opción para estos pacientes.

La mejora en la estabilidad y la fijación del implante en el hueso son las principales preocupaciones de los cirujanos durante el RTC [125]. El diseño híbrido propone un incremento en el área proximal y la ventaja de ser un implante casi recto con un área transversal trapezoidal que ayudará en la estabilidad y fijación del implante con el hueso.

Ahora hablando sobre los materiales, en varios de los estudios que se revisaron en la literatura, se menciona que una mejora importante para incrementar el desempeño de las prótesis de cadera, es desarrollar un material con un módulo de elasticidad que coincida tanto como sea posible con el módulo de elasticidad del hueso. En la actualidad, los metales son los materiales más utilizados, pero como son materiales muy rígidos, se obtiene una menor deformación y por lo tanto, la distribución de la carga es menor hacia el hueso esponjoso, lo cual puede provocar en un corto plazo una disminución de la densidad del hueso, generando aflojamiento aséptico [52].

Oshkour et al. [25] describió en su trabajo, que en la zona del cuello del implante, el comportamiento del esfuerzo es prácticamente el mismo al utilizar distintos materiales (acero inoxidable (SS316L) o titanio (Ti6Al4V)). Este comportamiento se presentó en las diferentes configuraciones de prótesis evaluadas en esta investigación y esto debido a que las simulaciones no están contemplando la interacción hueso-implante y por ende, no hay transferencia de carga del implante al hueso (debido a la diferencia entre los módulos de elasticidad), lo que ocasiona que los esfuerzos sean similares entre los distintos materiales utilizados en el estudio. El acero inoxidable SS316L fue el material con los mejores resultados de deformación y el titanio es una mejor opción en términos de esfuerzo, pero es el material más caro.

Actualmente, las normas ASTM F2996-13 e ISO 7206-4:2010(E) son las que se utilizan para la evaluación de implantes de cadera. Sin embargo, las diferencias en las cargas y condiciones de frontera entre las normas y la metodología empleada en este trabajo dificultan la comparación. Para realizar la comparación, se utilizó la diferencia porcentual de esfuerzos entre el implante híbrido de cadera y el implante de referencia (Tabla 5-2). Como resultado, el implante híbrido mostró una reducción del esfuerzo del 9.6% en comparación con el implante de referencia (P2-T) en la actividad 4, al utilizar la aleación de titanio (Ti6Al4V) como el material en las simulaciones y utilizando la metodología mencionada en el capítulo anterior. Asimismo, con las normas ASTM F2996-13 e

ISO 7206-4:2010(E) se obtuvo una reducción de esfuerzos de 9.98 % (Figura 5-1). Esto muestra una concordancia en los resultados al utilizar las diferentes metodologías (las condiciones de frontera y carga obtenidas con la validación del implante Exeter y las mencionadas en las normas ASTM F2996-13 e ISO 7206-4:2010(E)).

El trabajo futuro para mejorar el rendimiento del implante híbrido es la optimización del área de la sección transversal y el uso de nuevos materiales, siendo los materiales compuestos una muy buena opción para mejorar la distribución de los esfuerzos y deformaciones en la interacción entre el implante y el hueso cortical.



## Capítulo 6

### Conclusiones

Los requisitos de diseño de un implante de cadera son desafiantes debido a muchas variables que se deben considerar, como la biocompatibilidad de los materiales, la geometría, la anatomía ósea y la edad del paciente; estas variables juegan un papel importante en la generación de los esfuerzos y las deformaciones en el implante. Diseñar una nueva prótesis modificando la geometría o utilizando un biomaterial óptimo puede ser una solución para reducir problemas potenciales como el aflojamiento aséptico o la fractura del implante.

Este trabajo se evaluaron dieciséis configuraciones diferentes de implantes de cadera encontradas en la literatura bajo análisis multiobjetivo utilizando una base estandarizada común y se consideraron las actividades más comunes y potenciales realizadas por los pacientes. En conclusión, al comparar todos los implantes de cadera con el mismo criterio, se encontró que el uso de perfiles con bordes más suavizados (con un radio más largo en la parte lateral del implante) y utilizando materiales rígidos proporcionan una mejor distribución de los esfuerzos y generan menos deformaciones; sin embargo, el riesgo de micromovimientos podría aumentar debido a la falta de bordes que ayuden a estabilizar el implante en la zona de contacto. Si se quiere evitar este problema, se recomienda el uso de un área de sección transversal trapezoidal desde la parte distal hasta la parte proximal del implante.

Analizando los 4 tipos de área de sección transversal utilizados en este trabajo, se observó que el área transversal elíptica, no es buena opción para diseñar un implante de cadera, ya que muestran un aumento de los esfuerzos bastante considerable al compararlo con el P2-T como se mencionó en los resultados. El perfil ovalado aunque mostró un mejor desempeño con respecto a la forma elíptica, tampoco se mostró como una buena opción para diseñar un implante de cadera. El perfil circular y el trapezoidal, son los que mostraron mejor desempeño, siendo la forma trapezoidal la mejor opción, pero, el perfil circular es mejor opción para transmitir carga en una interfaz hueso-implante, ya que existiría una mayor zona de contacto, pero no es bueno para disminuir los micromovi-

mientos. Ahora, el área trapezoidal, es buena opción para disminuir los micromovimientos ya que funcionaría como ancla, pero no sería buena opción en la distribución de la carga, ya que disminuye el área de contacto. Por lo que se recomienda realizar una optimización del área de sección transversal, para lograr un equilibrio tanto en la transmisión de la carga y la disminución de los micromovimientos.

La nueva geometría se propuso mediante un análisis multiobjetivo, basado en una área de sección transversal trapezoidal, con una reducción de los esfuerzos en la zona proximal y una disminución de la deformación en todo el implante de cadera. La propuesta híbrida presenta una reducción de esfuerzo del 9,6% respecto al vástago de referencia (P2-T) en la actividad 4 utilizando la aleación de titanio (Ti6Al4V) como material. Además, usando las normas ASTM F2996-13 e ISO 7206-4:2010(E), se obtuvo una reducción de esfuerzo de 9.98% usando el mismo material. Esta reducción se logró siguiendo las condiciones de evaluación descritas en el trabajo de K.N. et al. [51]. El porcentaje dio como resultado que ambos métodos cumplen con los requisitos de diseño.

La reducción de los esfuerzos y las deformaciones son una ventaja potencial para los pacientes con osteoporosis. En términos de materiales, SS316L mostró los resultados de deformación más bajos. Sin embargo, el módulo de elasticidad sigue siendo muy alto en comparación con el hueso cortical, lo que puede causar varios problemas, como el desgaste y los micromovimientos. Por el contrario, el titanio es una mejor opción en términos de esfuerzo. Aunque es una opción más cara y su módulo de elasticidad es inferior al SS316L, sigue siendo alto en comparación con el hueso cortical.

Esto lleva a los investigadores a seguir buscando un material que cumpla con una función óptima en la interacción hueso-implante y se genere un mejor diseño dependiendo de las necesidades morfológicas y problemas de salud que pueda presentar el paciente (como osteoporosis o fracturas) al realizar la cirugía.

## Glosario

**Articulación Sinovial** Las articulaciones sinoviales son conexiones entre componentes esqueléticos en las que los elementos implicados se encuentran separados por una estrecha cavidad articular. Además de incluir una cavidad articular, estas articulaciones tienen varios rasgos característicos.

**Cartílago Hialino** El cartílago hialino contiene fibras de colágeno de tipo II en la matriz, que es el cartílago más abundante del organismo y tiene muchas funciones. El cartílago elástico contiene, además de fibras de colágeno de tipo II, una gran cantidad de fibras elásticas dispersas en la matriz, que le dan más flexibilidad.

**Osificación** es el proceso mediante el cual se forman los huesos de membrana como los parietales, frontales, las escamas del occipital y temporal, así como los huesos del viscerocráneo entre los cuales se encuentran la mandíbula, maxilar superior, etc.

**Vascularizado** Cuando hablamos de vascularización nos estamos refiriendo al desarrollo de vasos sanguíneos nuevos en algún tejido como los músculos o en algún órgano. Este término también es muy usado para denominar la disposición de los vasos en una zona determinada.

**Plano sagital** En anatomía el plano medial se refiere a la línea que pasa en dirección vertical por la sutura sagital del cráneo para fragmentar al cuerpo en el lado derecho y en el izquierdo.



## Referencias

1. Sachin G Ghalmé, Ankush Mankar, and Yogesh Bhalerao. Biomaterials in Hip Joint Replacement. *International Journal of Materials Science and Engineering*, 4(2):113–125, 2016.
2. Harald; Beukers Adriaan Oosterom, Rogier; Bersee. Composites for human joint replacement. *ICCM International Conferences on Composite Materials*, 2000.
3. Lenka Kunčická, Radim Kocich, and Terry C. Lowe. Advances in metals and alloys for joint replacement. *Progress in Materials Science*, 88:232–280, 2017.
4. Richard L Drake, A. Wayne Vogl, and Adam W. M. Mitchell. *Anatomía para estudiantes GRAY*. Elsevier Inc., 2nd edition, 2010.
5. Franciso Hernández Stengele. *Diseño y construcción de prototipo neumático de prótesis de pierna humana*. Phd, Universidad de las Américas Puebla, Cholula, Puebla, 2008.
6. Heinz Feneis and Wolfgang Dauber. *Pocket Atlas of Human Anatomy: Based on the International Nomenclature*. Thieme, Stuttgart / New York, 4th edition, 2000.
7. Open Stax college. *Anatomy and Physiology*. Lippincott Williams & Wilkins, 2nd edition, 2002.
8. Elaine N. Marieb. *Anatomía y fisiología humana - Google Libros*. Pearson Education, 2008.
9. David Jimenez Cruz. *Mechanical behaviour of cam-type femoroacetabular impingement*. PhD thesis, The University of Manchester, 2014.
10. Nigel Palastanga and Roger W. Soames. *Anatomy and Human Movement: Structure and function*. Elsevier Health Sciences, 6th edition, 2011.
11. Ulrich Hansen, Peter Zioupos, Rebecca Simpson, John D. Currey, and David Hynd. The effect of strain rate on the mechanical properties of human cortical bone. *Journal of Biomechanical Engineering*, 130(1), jan 2008.
12. H. S. Gupta and P. Zioupos. Fracture of bone tissue: The 'hows' and the 'whys'. *Medical Engineering and Physics*, 30(10):1209–1226, 2008.
13. M. Nordin and V. Frankel. *Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System*. Lippincott Williams & Wilkins, 2001.
14. Elise F. Morgan, George L. Barnes, and Thomas A. Einhorn. *The Bone Organ System. Form and Function*. Elsevier, fourth edition, 2013.
15. Harry Skinner and Patrick McMahon. *CURRENT Diagnosis & Treatment in Orthopedics*. McGraw Hill Professional, 4th edition, 2006.
16. Benno Maurus. Nigg and W. (Walter) Herzog. *Biomechanics of the musculo-skeletal system*. Wiley, 3rd edition, 2007.
17. Blandine Calais-Germain. *Anatomy of Movement*. Eastland Press, Inc., rev edition, 2007.
18. Carlos Rubio Gonzalez and Victor Romero Munoz. *Metodo del elemento finito : fundamentos y aplicaciones con ANSYS*. Limusa, 2010.
19. DASSAULT SYSTEMS. 2019 Ayuda de SOLIDWORKS - Materiales isotrópicos y ortotrópicos, 2019.
20. Mauricio Gonzalez V. *Optimización de las Propiedades Mecánicas de Compositos de Resina Poliéster Reforzados con Fibras de Vidrio y Cargas de Carbonato de Calcio*. PhD thesis, UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE NUEVO LEÓN, 2014.
21. Robert M. Jones. *Mechanics of Composite Materials*. CRC Press, oct 1999.
22. Robert L. Norton. *Diseño de Elementos de Máquinas*. Pearson, 4th edition, 2006.

23. Ferdinand P. Beer, E. Russell Johnston, John T. DeWolf, and David F. Mazurek. *Mecánica De Materiales*. McGraw Hill Professional, 5th edition, 2009.
24. Manuel Guzmán, Emmanuel Durazo, Alejandro Ortiz, Israel Saucedo, Miriam Siqueiros, Luis González, and David Jiménez. Finite Element Assessment of a Hybrid Proposal for Hip Stem, from a Standardized Base and Different Activities. *Applied Sciences (Switzerland)*, 12(16), 2022.
25. A. A. Oshkour, N. A. Abu Osman, M. Bayat, R. Afshar, and F. Berto. Three-dimensional finite element analyses of functionally graded femoral prostheses with different geometrical configurations. *Materials and Design*, 56:998–1008, 2014.
26. Anthony L. Sabatini and Tarun Goswami. Hip implants VII: Finite element analysis and optimization of cross-sections. *Materials and Design*, 29(7):1438–1446, 2008.
27. Saverio Affatato, Alessandro Ruggiero, and Massimiliano Merola. Advanced biomaterials in hip joint arthroplasty. A review on polymer and ceramics composites as alternative bearings. *Composites Part B: Engineering*, 83:276–283, 2015.
28. N. Boudeau, D. Liksonov, T. Barriere, L. Maslov, and J. C. Gelin. Composite based on polyetheretherketone reinforced with carbon fibres, an alternative to conventional materials for femoral implant: Manufacturing process and resulting structural behaviour. *Materials and Design*, 40:148–156, 2012.
29. Saverio Affatato. The history of total hip arthroplasty (THA). *Perspectives in Total Hip Arthroplasty*, pages 3–18, 2014.
30. Cotogno Holzwarth, Uwe; Giulio. *Total hip arthroplasty : State of the art, prospects and challenges*. Number July, 2012.
31. Massimiliano Merola and Saverio Affatato. Materials for hip prostheses: A review of wear and loading considerations. *Materials*, 12(3), 2019.
32. S. Affatato. *Biomechanics of the knee*. Woodhead Publishing Limited, 2015.
33. Soumitra Nandi, Zahed Siddique, and M. Cengiz Altan. A grammatical approach for customization of laminated composite materials. *Concurrent Engineering Research and Applications*, 19(2):157–174, 2011.
34. Qizhi Chen and George A. Thouas. Metallic implant biomaterials. *Materials Science and Engineering R: Reports*, 87:1–57, 2015.
35. J. A. Simões and A. T. Marques. Design of a composite hip femoral prosthesis. *Materials and Design*, 26(5):391–401, 2005.
36. Jaehun Ro, Pankwon Kim, and Choongsoo S. Shin. Optimizing total hip replacement prosthesis design parameter for mechanical structural safety and mobility. *International Journal of Precision Engineering and Manufacturing*, 19(1):119–127, 2018.
37. Patricia Isabela Braileanu, Ionel Simion, Benyebka Bou-Said, and Nicoleta Crisan. Custom hip implant design optimisation. *Proceedings of the 2018 19th International Conference on Research and Education in Mechatronics, REM 2018*, (November):58–63, 2018.
38. K. Colic and A. Sedmak. The current approach to research and design of the artificial hip prosthesis: a review. *Rheumatology and Orthopedic Medicine*, 1(1):1–7, 2016.
39. Christopher Boyle and Il Yong Kim. Comparison of different hip prosthesis shapes considering micro-level bone remodeling and stress-shielding criteria using three-dimensional design space topology optimization. *Journal of Biomechanics*, 44(9):1722–1728, 2011.
40. Pouria Tavakkoli Avval, Saeid Samiezadeh, Václav Klika, and Habiba Bougherara. Investigating stress shielding spanned by biomimetic polymer-composite vs. metallic hip stem: A computational study using mechano-biochemical model. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 41:56–67, 2015.
41. C. Caouette, L' H. Yahia, and M. N. Bureau. Reduced stress shielding with limited micromotions using a carbon fibre composite biomimetic hip stem: A finite element model. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 225(9):907–919, 2011.

42. Teresa Alonso-Rasgado, David Jimenez-Cruz, Colin G. Bailey, Parthasarathi Mandal, and Tim Board. Changes in the stress in the femoral head neck junction after osteochondroplasty for hip impingement: A finite element study. *Journal of Orthopaedic Research*, 30(12):1999–2006, dec 2012.
43. Ahmad Faizan, Thies Wuestemann, Jim Nevelos, Adam C. Bastian, and Dermot Collopy. Development and verification of a cementless novel tapered wedge stem for total hip arthroplasty. *Journal of Arthroplasty*, 30(2):235–240, 2015.
44. Mohd Yusof Baharuddin, Sh Hussain Salleh, Ahmad Hafiz Zulkifly, Muhammad Hisyam Lee, Alias Mohd Noor, Arief Ruhullah A Harris, Norazman Abdul Majid, and Ab Saman Abd Kader. Design process of cementless femoral stem using a nonlinear three dimensional finite element analysis. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 15(1):1–17, 2014.
45. Qin Shao, Yue Zhang, Gui Xin Sun, Chen Song Yang, Na Liu, Da Wei Chen, and Biao Cheng. Positive or negative anteromedial cortical support of unstable pertrochanteric femoral fractures: A finite element analysis study, 2021.
46. Durgeshwar Pratap Singh, Subhash Chavadaki, Amir Shaikh, K. C. Nithin Kumar, and Shwentak Avikal. Finite element analysis of hip joint to find out the load at which the fracture occurs. *Materials Today: Proceedings*, 46(xxxx):10656–10661, 2021.
47. Go Yamako, Dennis Janssen, Shuji Hanada, Thomas Anijs, Kiyohide Ochiai, Koji Totoribe, Etsuo Chosa, and Nico Verdonshot. Improving stress shielding following total hip arthroplasty by using a femoral stem made of  $\beta$  type Ti-33.6Nb-4Sn with a Young's modulus gradation. *Journal of Biomechanics*, 63:135–143, 2017.
48. V. Filardi. Finite element analysis of the foot: Stress and displacement shielding. *Journal of Orthopaedics*, 15(4):974–979, 2018.
49. Gabriele Cortis, Ilaria Mileti, Filippo Nalli, Eduardo Palermo, and Luca Cortese. Additive manufacturing structural redesign of hip prostheses for stress-shielding reduction and improved functionality and safety. *Mechanics of Materials*, 165:104173, feb 2022.
50. Muhammad Hanif Ramlee, Mohammed Rafiq Abdul Kadir, Malliga Raman Murali, and Tunku Kamarul. Finite element analysis of three commonly used external fixation devices for treating Type III pilon fractures. *Medical Engineering and Physics*, 36(10):1322–1330, 2014.
51. Chethan K.N., Mohammad Zuber, Shyamasunder Bhat N., Satish Shenoy B., and Chandrakant R. Kini. Static structural analysis of different stem designs used in total hip arthroplasty using finite element method. *Heliyon*, 5(6):e01767, 2019.
52. Habiba Bougherara, Rad Zdero, Anton Dubov, Suraj Shah, Shaheen Khurshid, and Emil H. Schemitsch. A preliminary bio-mechanical study of a novel carbon-fibre hip implant versus standard metallic hip implants. *Medical Engineering and Physics*, 33(1):121–128, 2011.
53. S Gross and E W Abel. A finite element analysis of hollow stemmed hip prostheses as a means of reducing stress shielding of the femur. *Journal of biomechanics*, 34(8):995–1003, aug 2001.
54. Technology Madras. Finite element based design of hip joint prosthesis Finite element based design of hip joint Thesis submitted in partial fulfillment of the requirements for the degree of Master of Technology In National Institute of Technology. (July 2011), 2016.
55. Arjit Kumar Saxena, Raghendra Kumar Misra, and Anurag Dixit. Numerical Analysis of Hip Joint Implant. *Materials Today: Proceedings*, 2(4-5):1649–1656, 2015.
56. Sajad Arabnejad, Burnett Johnston, Michael Tanzer, and Damiano Pasini. Fully porous 3D printed titanium femoral stem to reduce stress-shielding following total hip arthroplasty. *Journal of Orthopaedic Research*, 35(8):1774–1783, 2017.
57. Hassan Mehboob, Faris Tarlochan, Ali Mehboob, and Seung Hwan Chang. Finite element modelling and characterization of 3D cellular microstructures for the design of a cementless biomimetic porous hip stem. *Materials and Design*, 149:101–112, 2018.

58. B. Eidel, A. Gote, A. Ohrndorf, and H. J. Christ. How can a short stem hip implant preserve the natural, pre-surgery force flow? A finite element analysis on a collar cortex compression concept (CO4). *Medical Engineering and Physics*, 58:1–12, 2018.
59. Katarina Colic, Aleksandar Sedmak, Aleksandar Grbovic, Uros Tatic, Simon Sedmak, and Branislav Djordjevic. Finite element modeling of hip implant static loading. *Procedia Engineering*, 149(June):257–262, 2016.
60. Xiaogeng Tian, Yapeng Shen, Changqing Chen, and Tianhu He. A direct finite element method study of generalized thermoelastic problems. *International Journal of Solids and Structures*, 43(7):2050–2063, apr 2006.
61. Arash Zamani and M. Reza Eslami. Implementation of the extended finite element method for dynamic thermoelastic fracture initiation. *International Journal of Solids and Structures*, 47(10):1392–1404, may 2010.
62. K. Mehar, S. K. Panda, and T. R. Mahapatra. Thermoelastic Deflection Responses of CNT Reinforced Sandwich Shell Structure using Finite Element Method. *Scientia Iranica*, 25(5):2722–2737, oct 2018.
63. Amit Aherwar, Amit K Singh, and Amar Patnaik. Current and future biocompatibility aspects of biomaterials for hip prosthesis. *AIMS Bioengineering*, 3(1):23–43, 2015.
64. S Ramakrishna, J Mayer, E Wintermantel, and Kam W Leong. Biomedical applications of polymer-composite materials : a review. 61, 2001.
65. D. Garcia-Gonzalez, M. Rodriguez-Millan, A. Rusinek, and A. Arias. Investigation of mechanical impact behavior of short carbon-fiber-reinforced PEEK composites. *Composite Structures*, 133:1116–1126, 2015.
66. N J Eynon-Lewis, D Ferry, and M F Pearse. Themistocles Gluck: an unrecognised genius. *BMJ (Clinical research ed.)*, 305(6868):1534–6, 1992.
67. Philip Wiles. The surgery of the osteo-arthritic hip. *Clinical orthopaedics and related research*, 45(193):488–497, 1958.
68. Carlos Oldani and Alejandro Dominguez. Titanium as a Biomaterial for Implants. In *Recent Advances in Arthroplasty*, pages 62–149. InTech, jan 2012.
69. Dongwoo Khang, Jing Lu, Chang Yao, Karen M. Haberstroh, and Thomas J. Webster. The role of nanometer and sub-micron surface features on vascular and bone cell adhesion on titanium. *Biomaterials*, 29(8):970–983, mar 2008.
70. EK Song, JK Seon, JY Moon, and Y Ji-Hyoun. The Evolution of Modern Total Knee Prostheses. *Arthroplasty Update*, pages 183–195, 2013.
71. Michel Bonnin, Annunziato Amendola, Johan Bellemans, Steven MacDonald, and Jacques Ménétrety. *The Knee Joint*. Springer Paris, Paris, 2012.
72. B. D. Ratner, A.S Hoffman, F. J. Schoen, and J.E. Lemons. *Biomaterials ciencia: an introduction to materials in medicine*. Elsevier Inc., 2nd edition, 2004.
73. P. Lukac, Radim Kocich, M. Greger, O. Padalka, and Z. Szaraz. Microstructure of AZ31 and AZ61 Mg alloys prepared by rolling and ECAP. *Kovove Materialy-Metallic Materials*, 45(3):115–120, 2007.
74. J Charnley. Arthroplasty of the hip. A new operation. *Lancet (London, England)*, 1(7187):1129–32, may 1961.
75. Bruce R. Lanning and Ronghua Wei. High intensity plasma ion nitriding of orthopedic materials. Part II. Microstructural analysis. *Surface and Coatings Technology*, 186(1-2 SPEC. ISS.):314–319, 2004.
76. Claude B. Rieker. Tribology of total hip arthroplasty prostheses. *EFORT Open Reviews*, 1(2):52–57, 2016.
77. Jirı Nedoma, Jirı Stehlık, Ivan Hlavıcek, Josef Daneak, Tatjana Dostalova, and Petra Precakova. *Mathematical and Computational Methods in Biomechanics of Human Skeletal Systems: An Introduction*. John Wiley and Sons, Hoboken, NJ, USA, may 2011.
78. R. De Santis, A. Gloria, and L. Ambrosio. *Composite materials for hip joint prostheses*. Elsevier Ltd., second edi edition, 2017.

79. Pascal Bizot, Rfni Nizard, Sophie Lerouge, Florence Prudhommeaux, and Laurent Sedel. Instructional lecture: Ceramic/ceramic total hip arthroplasty. *Journal of Orthopaedic Science*, 5(6):622–627, 2000.
80. S. Srinivasan, J. R. De Andrade, S. B. Biggers, and R. A. Latour. 3-D global/local analysis of composite hip prostheses - A model for multiscale structural analysis. *Composite Structures*, 45(3):163–170, jun 1999.
81. Farshid Rezaei, Kamran Hassani, Nosratollah Solhjoei, and Alireza Karimi. Carbon/PEEK composite materials as an alternative for stainless steel/titanium hip prosthesis: a finite element study. *Australasian Physical and Engineering Sciences in Medicine*, 38(4):569–580, 2015.
82. Y. H. An and R. A. Draughn. *Mechanical Testing of Bone and the Bone-Implant Interface - Google Libros*. CRC Press LLC, 1st edition, 2000.
83. R. Bartl and B. Frisch. *Osteoporosis - Diagnosis, Prevention, Therapy*. Springer, 2009.
84. Ronald W. Dudek and Ronald W. Dudek. *High-yield histopathology*. Wolters Kluwer(Health)/Lippincott Williams & Wilkins, 2008.
85. A. Guyton and John E. (John Edward) Hall. *Textbook of medical physiology*. Elsevier Health Sciences, 13th edition, 2015.
86. Aziz Nather. *Bone grafts and bone substitutes: Basic science and clinical applications*. World Scientific Publishing Co., 1st edition, jan 2005.
87. C. Ross Ethier and Craig A. Simmons. *Introductory Biomechanics: From Cells to Organisms*. Cambridge University Press, 1st edition, 2007.
88. Donald C. Rizzo. *Delmar's Fundamentals of Anatomy and Physiology*. Delmar Cengage Learning, 1st edition, 2000.
89. Christy. Cael. *Functional anatomy : musculoskeletal anatomy, kinesiology, and palpation for manual therapists*. Lippincott, Williams & Wilkins, 2010.
90. Don W. (Don Wayne) Fawcett, William Bloom, and Elio Raviola. *A textbook of histology*. Chapman & Hall, 12th edition, 1994.
91. D. Peterson and J. Bronzino. *Biomechanics: Principles and Applications*. CRC Press, 2nd edition, 2008.
92. Jon C. Thompson. *Netter's Concise Atlas of Orthopaedic Anatomy (Netter Basic Science)*. Saunders, 1st edition, sep 2002.
93. Adolf Faller and Michael Schuenke. *The Human Body: An Introduction to Structure and Function*. Thieme, Stuttgart / New York, 4th edition, 2004.
94. Michael H. Ross, Gordon I. Kaye, and Mojciech Pawlina. *Histologia : texto y atlas color con biología celular y molecular*. Medica Panamericana, 4th edition, 2005.
95. J. A. Buckwalter, M. J. Glimcher, R. R. Cooper, and R. Recker. Bone biology. I: Structure, blood supply, cells, matrix, and mineralization., 1996.
96. Stephen C. Cowin and Stephen B. Doty. *Tissue Mechanics*. Springer, 2007.
97. R. Bruce Martin, David B. Burr, Neil A. Sharkey, and David P. Fyhrie. *Skeletal Tissue Mechanics - R. - Google Libros*. Springer, 2nd edition, 1998.
98. Vassiliki Tzelepi, Athanassios C. Tsamandas, Vassiliki Zolota, and Chrisoula D. Scopa. Bone Anatomy, Physiology and Function. pages 3–30. Springer, Dordrecht, 2009.
99. Rodrigo C. Miralles Marrero and Misericordia. Puig Cunillera. *Biomecánica clínica del aparato locomotor*. Masson, 1998.
100. Van C. Mow and Rik Huiskes. *Basic Orthopaedic Biomechanics & Mechano-biology*. Lippincott Williams & Wilkins, 3rd edition, 2005.
101. D. P. Fyhrie and J. H. Kimura. Cancellous bone biomechanics. *Journal of Biomechanics*, 32(11):1139–1148, 1999.

102. S. A. Goldstein. The mechanical properties of trabecular bone: Dependence on anatomic location and function. *Journal of Biomechanics*, 20(11-12):1055–1061, 1987.
103. R. Bruce Martin. Determinants of the mechanical properties of bone. *J. Biomech* 24, 25(10):79–88, 1992.
104. D. T. Reilly and A. H. Burstein. The mechanical properties of cortical bone. *Journal of Bone and Joint Surgery - Series A*, 56(5):1001–1022, 1974.
105. Donald T. Reilly and Albert H. Burstein. The elastic and ultimate properties of compact bone tissue. *Journal of Biomechanics*, 8(6), 1975.
106. Charles H. Turner, Jae Rho, Yuichi Takano, Ting Y. Tsui, and George M. Pharr. The elastic properties of trabecular and cortical bone tissues are similar: Results from two microscopic measurement techniques. *Journal of Biomechanics*, 32(4):437–441, 1999.
107. Paul Brinckmann, W. Frobin, and Gunnar Leivseth. *Musculoskeletal Biomechanics*. Thieme, 2002.
108. Luis Guillermo. Ibarra and Margarita. Valdes Flores. *Osteoporosis : prevencion, diagnostico, tratamiento y rehabilitacion*. Trillas, 1st edition, 2012.
109. D. R. Carter and W. C. Hayes. The compressive behavior of bone as a two-phase porous structure. *Journal of Bone and Joint Surgery - Series A*, 59(7):954–962, 1977.
110. Sang Kuy Han, Salvatore Federico, Marcelo Epstein, and Walter Herzog. An articular cartilage contact model based on real surface geometry. *Journal of Biomechanics*, 38(1):179–184, 2005.
111. Anderson Maciel, Ronan Boulic, and Daniel Thalmann. Deformable tissue parameterized by properties of real biological tissue. *Lecture Notes in Computer Science (including subseries Lecture Notes in Artificial Intelligence and Lecture Notes in Bioinformatics)*, 2673:74–87, 2003.
112. Sahrman SA Lewis CL. Acetabular labral tears. *Physical Therapy*, 86(1):110–121, 2006.
113. S. J. Ferguson, J. T. Bryant, R. Ganz, and K. Ito. The influence of the acetabular labrum on hip joint cartilage consolidation: A poroelastic finite element model. *Journal of Biomechanics*, 33(8):953–960, 2000.
114. R. Barbucci. *Integrated Biomaterials Science*. Kluwer Academic Publishers, 2002.
115. Ulrich Boudriot, J. Hilgert, and F. Hinrichs. Determination of the rotational center of the hip. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, 126(6):417–420, aug 2006.
116. Jeffrey M. Gross, Joseph Fetto, and Elaine Rosen. *Musculoskeletal Examination*. Wiley-Blackwell, 3rd edition, 2009.
117. M. H. Fessy, A. N'Diaye, J. P. Carret, and L. P. Fischer. Locating the center of rotation of the hipA la recherche du centre de rotation de la hanche. *Surgical and Radiologic Anatomy*, 21(S4):247–250, jul 1999.
118. Ge Wu, Sorin Siegler, Paul Allard, Chris Kirtley, Alberto Leardini, Dieter Rosenbaum, Mike Whittle, Darryl D. D'Lima, Luca Cristofolini, Hartmut Witte, Oskar Schmid, and Ian Stokes. ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion - Part I: Ankle, hip, and spine, apr 2002.
119. Radim Kocich, Lenka Kunčická, Daniel Dohnalík, Adéla Macháčková, and Michal Šofer. Cold rotary swaging of a tungsten heavy alloy: Numerical and experimental investigations. *International Journal of Refractory Metals and Hard Materials*, 61:264–272, dec 2016.
120. Donald Askeland, Pradeep Fulay, and Wendelin Wright. *Ciencia e ingenieria de materiales*, 2012.
121. A. A. Oshkour, N. A. Abu Osman, Y. H. Yau, F. Tarlochan, and W. A. B. Wan Abas. Design of new generation femoral prostheses using functionally graded materials: A finite element analysis. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 227(1):3–17, 2013.

122. Rui B. Ruben, Paulo R. Fernandes, and João Folgado. On the optimal shape of hip implants. *Journal of Biomechanics*, 45(2):239–246, 2012.
123. Florian Schmidutz, Mathias Woiczinski, Manuel Kistler, Christian Schröder, Volkmar Jansson, and Andreas Fottner. Influence of different sizes of composite femora on the biomechanical behavior of cementless hip prosthesis. *Clinical Biomechanics*, 41:60–65, 2017.
124. Exeter — Stryker (<https://www.stryker.com/us/en/joint-replacement/products/exeter.html>).
125. Wen Chuan Chen, Yu Shu Lai, Cheng Kung Cheng, and Ting Kuo Chang. A cementless, proximally fixed anatomic femoral stem induces high micromotion with nontraumatic femoral avascular necrosis: A finite element study. *Journal of Orthopaedic Translation*, 2(3):149–156, 2014.
126. Ilknur Sanli, Jacobus Johannes Christiaan Arts, and Jan Geurts. Clinical and Radiologic Outcomes of a Fully Hydroxyapatite-Coated Femoral Revision Stem: Excessive Stress Shielding Incidence and its Consequences. *Journal of Arthroplasty*, 31(1):209–214, 2016.
127. Gaku Koyano, Tetsuya Jinno, Daisuke Koga, Yuki Yamauchi, Takeshi Muneta, and Atsushi Okawa. Comparison of Bone Remodeling Between an Anatomic Short Stem and a Straight Stem in 1-Stage Bilateral Total Hip Arthroplasty. *Journal of Arthroplasty*, 32(2):594–600, 2017.
128. Dae Gyu Kwon, Tong Joo Lee, Joon Soon Kang, and Kyoung Ho Moon. Correlation between stress shielding and clinical outcomes after total hip arthroplasty with extensively porous coated stems. *Journal of Arthroplasty*, 28(10):1728–1730, 2013.
129. Takaaki Shishido, Toshiyuki Tateiwa, Yasuhito Takahashi, Toshinori Masaoka, Tsunehito Ishida, and Kengo Yamamoto. Effect of stem alignment on long-term outcomes of total hip arthroplasty with cementless Bi-Metric femoral components. *Journal of Orthopaedics*, 15(1):134–137, 2018.
130. Camilo Restrepo, Magdalena Mashadi, Javad Parvizi, Matthew S. Austin, and William J. Hozack. Modular femoral stems for revision total hip arthroplasty. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 469(2):476–482, 2011.
131. Georgios Gkagkalis, Patrick Goetti, Sabine Mai, Ingmar Meinecke, Näder Helmy, Dominique Bosson, and Karl Philipp Kutzner. Cementless short-stem total hip arthroplasty in the elderly patient - Is it a safe option?: A prospective multicentre observational study. *BMC Geriatrics*, 19(1):1–11, 2019.
132. Yunus E. Delikanli and Mehmet C. Kayacan. Design, manufacture, and fatigue analysis of lightweight hip implants. *Journal of applied biomaterials & functional materials*, 17(2), 2019.
133. Wafa Mohammed, Malaz Abd-Elhaleem, and Megdi Eltayeb. Design and Simulation of Hip Prosthesis using Finite Elements Methods to fulfill Essential Range of Motion. *2018 International Conference on Computer, Control, Electrical, and Electronics Engineering, ICCCEEE 2018*, pages 1–8, 2018.
134. G. Bergmann, G. Deuretzbacher, M. Heller, F. Graichen, A. Rohlmann, J. Strauss, and G. N. Duda. Hip contact forces and gait patterns from routine activities. *Journal of Biomechanics*, 34(7):859–871, 2001.
135. Habiba Bougherara, Rad Zdero, Suraj Shah, Milan Miric, Marcello Papini, Paul Zalzal, and Emil H. Schemitsch. A biomechanical assessment of modular and monoblock revision hip implants using FE analysis and strain gage measurements. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*, 5(1):1–12, 2010.
136. Rubén Lostado Lorza, Fátima Somovilla Gomez, Marina Corral Bobadilla, Saúl Íñiguez Macedo, Asier Rodríguez San Miguel, Enrique Fernández Martínez, Manuel Rubio Sampedro, Álvaro Pérez Sala, Rafael Peláez Cristóbal, and Ignacio M. Larráyo. Comparative analysis of healthy and cam-type femoroacetabular impingement (FAI) human hip joints using the finite element method. *Applied Sciences (Switzerland)*, 11(23), 2021.

137. Fátima Somovilla Gómez, Rubén Lostado Lorza, Marina Corral Bobadilla, and Rubén Escribano García. Improving the process of adjusting the parameters of finite element models of healthy human intervertebral discs by the multi-response surface method. *Materials*, 10(10):1–39, 2017.
138. Fátima Somovilla-Gómez, Rubén Lostado-Lorza, Marina Corral-Bobadilla, and Rubén Escribano-García. *Improvement in determining the risk of damage to the human lumbar functional spinal unit considering age, height, weight and sex using a combination of FEM and RSM*, volume 19. Springer Berlin Heidelberg, 2020.
139. Oguz Kayabasi and Fehmi Erzincanli. Finite element modelling and analysis of a new cemented hip prosthesis. *Advances in Engineering Software*, 37(7):477–483, 2006.
140. Vito Pesce, Domenico Speciale, Giulio Sammarco, Silvio Patella, Antonio Spinarelli, and Vittorio Patella. Surgical approach to bone healing in osteoporosis. *Clinical Cases in Mineral and Bone Metabolism*, 6(2):131–135, 2009.
141. Elizabeth A. Zimmermann, Eric Schaible, Bernd Gludovatz, Felix N. Schmidt, Christoph Riedel, Matthias Krause, Eik Vettorazzi, Claire Acevedo, Michael Hahn, Klaus Puschel, Simon Tang, Michael Amling, Robert O. Ritchie, and Bjorn Busse. Intrinsic mechanical behavior of femoral cortical bone in young, osteoporotic and bisphosphonate-treated individuals in low-and high energy fracture conditions. *Scientific Reports*, 6(January):1–12, 2016.
142. Stephen G.J. Eckrich, Philip C. Noble, and Hugh S. Tullos. Effect of rotation on the radiographic appearance of the femoral canal. *The Journal of Arthroplasty*, 9(4):419–426, 1994.
143. Yigang Pi, Yaochao Zhao, Wanchun Wang, Zhong He, and Xinzhan Mao. Measurement of proximal femoral morphology and analysis of 500 cases in Hunan Province. *Journal of Central South University (Medical Sciences)*, 38(9):925–930, 2013.
144. Hirokazu Takai, Daisuke Nakayama, Masatoshi Murayama, and Tomoki Takahashi. Analysis of a Cementless Femoral Stem Neck Fracture Using Scanning Electron Microscopy and the Finite Element Method. *Case Reports in Orthopedics*, 2019:1–6, 2019.