

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE NUEVO LEÓN

FACULTAD DE INGENIERÍA MECÁNICA Y ELÉCTRICA

SUBDIRECCIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO



ESTUDIO BIOMECÁNICO DE PRÓTESIS DE CADERA

T E S I S

Para obtener el Grado de

Doctor en Ingeniería de Materiales

PRESENTA

M.C. YADIRA MORENO VERA

Ciudad Universitaria, San Nicolás de los Garza, N.L. Marzo 2020

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE NUEVO LEÓN

FACULTAD DE INGENIERÍA MECÁNICA Y ELÉCTRICA

SUBDIRECCIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO



ESTUDIO BIOMECÁNICO DE PRÓTESIS DE CADERA

T E S I S

Para obtener el Grado de

Doctor en Ingeniería de Materiales

PRESENTA

M.C. YADIRA MORENO VERA

Ciudad Universitaria, San Nicolás de los Garza, N.L. Marzo 2020



UANL

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE NUEVO LEÓN



FACULTAD DE INGENIERÍA MECÁNICA Y ELÉCTRICA

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE NUEVO LEÓN
FACULTAD DE INGENIERÍA MECÁNICA Y ELÉCTRICA
SUBDIRECCIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO

Los miembros del Comité de Tesis recomendamos que la Tesis "ESTUDIO BIOMECÁNICO DE PRÓTESIS DE CADERA" realizada por el alumno(a) "M.C. YADIRA MORENO VERA", con número de matrícula 0810107, sea aceptada para su defensa como opción al grado de "DOCTORADO EN INGENIERÍA DE MATERIALES"

El Comité de Tesis

"Dr. Alberto J. Pérez Unzueta"
Director

"Dr. Francisco Ramírez Cruz"
Revisor

"Dr. Marco A.L. Hernández Rodríguez"
Revisor

Dr. Héctor Espinosa García
Revisor

Dr. Carmelo Castruita García
Revisor

Vo. Bo.

Dr. Simón Martínez Martínez
Subdirector de Estudios de Posgrado



San Nicolás de los Garza, Nuevo León, "13 de diciembre de 2019"

PROLOGO

Hoy en día, en nuestro país, se realizan más de 30,000 intervenciones quirúrgicas para implantar prótesis de cadera. Y se espera que este número crezca significativamente al tener una población cada vez más longeva y al incrementar el número de ciudadanos inscritos al servicio médico público. La vida útil estimada de las prótesis es aproximadamente 15 años, siendo una de las causas de necesidad de re-operación el desgaste de los componentes articulares. A pesar de el desgaste de las prótesis de cadera, como elemento tribológico o desde el punto de vista de los materiales base, hace falta mayor conocimiento del comportamiento biomecánico de las articulaciones biológicas y de las articulaciones artificiales o prótesis. Este es el campo que explora de manera novedosa la M.C. Yadira Moreno Vera, con el presente estudio biomecánico de cadera. Desde las ecuaciones de equilibrio en estado estático, hasta las diferentes situaciones de movimiento con cargas mecánicas de un orden de magnitud mayores a las de la carga estática. Se consideran las posibilidades de reducción de área de contacto debido al posicionamiento de los ejes de colocación de la prótesis de cadera en la articulación coxo femoral, calculando las posibles cargas máximas tanto compresiles como cizallantes y su posicionamiento por medio de la mecánica de contacto Hertziano. Finalmente, utilizando la metodología Ashby, propone un modelo matemático sencillo pero que puede facilitar la estimación de riesgo de desgaste de una prótesis, y así auxiliar al cuerpo médico a tomar decisiones para la colocación de las prótesis en diferentes pacientes.

Dr. Alberto Pérez Unzueta.

Cd. Universitaria, San Nicolás de los Garza, N.L. Febrero 2020.

DEDICATORIAS

A Díos

Por Bendecir mí vida y rodearme de personas a quien admiro y respeto.

*A mi Padre que es mi mentor por enseñarme a apasionarme y no rendirme de las cosas
que amo y por ser parte de mi vida en este proyecto.*

A mi Esposo

A mis hijos

Porque son mi fuerza y mi guía para salir adelante los amo

AGRADECIMIENTOS

Me emociona escribir esta página, la última que redacto, pues significa el final de una página más a mi vida, una oportunidad que Dios me da para seguir adelante en este reto lleno de sabiduría, entusiasmo, dedicación y conocimiento; sobre todo la seguridad que tu Señor has estado en cada momento de mi vida, bendiciéndome de personas a quien admiro y respeto mucho y en cada una de estas líneas escritas.

A la Universidad Autónoma de Nuevo León, Facultad de Ingeniería Mecánica y Eléctrica en especial al Programa Doctoral en Ingeniería de Materiales.

Gracias al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología por el apoyo económico brindado en estos años de esfuerzo y dedicación.

A mi esposo por apoyarme en todo momento y por sus oraciones, por estar ahí siempre impulsándome a seguir adelante. A mis hijos por la paciencia de soportarme en esos tiempos de dedicación.

Al Hospital de Ortopedia y Traumatología y Traumatología UMAE No.21, por el equipo de trabajo de cada uno de los doctores por apoyo brindado en el proyecto, en especial al Dr. Jesús Treviño que confió en mí en la parte de la

Investigación en un área de oportunidad para la Innovación y Desarrollo Tecnológico en la aplicación en el Hospital.

En especial al Dr. Alberto Pérez Unzueta, por el apoyo brindado incondicionalmente y por las sugerencias recibidas, con la que me encuentro en deuda por el ánimo y la confianza en mí depositada.

Al Dr. Marco A.L. Hernández y Dr. Francisco Ramírez Cruz por todo el apoyo brindado por la confianza en mí depositada y motivación para salir adelante al revisar este trabajo de investigación.

Al Dr. Héctor Espinosa García por todo el apoyo brindando por sus aportaciones de conocimientos esta área de medicina que aprendí mucho en el IMSS

Al Dr. Carmelo Castruita García por la atención, dedicación y colaboración en este proyecto.

Al Departamento de Sub Dirección de Vinculación y Desarrollo de la Facultad de Ingeniería Mecánica y Eléctrica por el apoyo con la vinculación con las empresas que aportaron el material y cada uno de los análisis mecánicos obtenidos.

A mis Amigas Enedely, Alejandra Solís, Sandy, mi amiga e hija Itzynai por las palabras de motivación que me daban en tiempos de difíciles, las quiero mucho.

Al Ing. Daniel Ramírez por el apoyo brindado durante mi investigación.

Al Ing. Guadalupe Cedillo por las sugerencias que me daba y por la motivación de salir adelante.

A las empresas Ortho Implantes S.A de C.V., Osteo Cen S.A de C.V. y Desarrollo de Fijación Mexicana MEXFIX por el material que aportó para la investigación.

ÍNDICE

RESUMEN	1
CAPÍTULO 1 INTRODUCCIÓN	3
1.1 Introducción	3
1.2 Planteamiento del problema	4
1.3 Justificación	6
1.4 Objetivos de la investigación.....	6
1.5 Hipótesis	7
1.6 Metodología	7
CAPÍTULO 2 ANTECEDENTES	10
2.1 Anatomía de la Cadera	10
2.1.1 Articulación Coxofemoral	10
2.1.2 Anatomía de la pelvis	11
2.1.3 Anatomía del fémur.....	11
2.2 Hueso y Cartílago	14
2.2.1 Huesos.....	15
2.2.2 Composición estructural.....	15
2.2.3 Conducta Biomecánica	18
2.2.4 Ángulos del ciclo de marcha	24
2.3 Principios de la cinemática y dinámica.....	26
CAPÍTULO 3 EXPERIMENTACIÓN	31
3.1 Introducción	31
3.1.1 Comportamiento Mecánico	32
3.1.2 Biomecánica y Biomateriales	35
3.1.3 Biomateriales utilizados par Metal-Polietileno.....	37

3.1.3.1	Aleaciones Cobalto Cromo.....	42
3.1.3.2	Polietileno de Ultra Alto Peso Molecular (UHMWPE).....	42
3.2	Propiedades Mecánicas de las Aleaciones.....	43
3.3	Propiedades Mecánicas del Polietileno.....	43
3.3.1	Diseños Geométricos.....	45
3.3.2	Esfuerzos generados en el par Metal-Polietileno.....	49
3.4	Cargas Aplicadas.....	58
3.4.1	Determinación de las cargas presentes.....	60
3.4.2	Diagramas de cuerpo libre de cargas presentes en el Implante.....	63
3.4.3	Análisis de fuerzas.....	65
3.5	Aplicación de la ley de Hooke.....	67
3.6	Materiales Transversalmente Isótropos.....	69
3.7	Mecánica de medio continuo.....	70
3.8	Esfuerzos Principales.....	75
3.9	Esfuerzo Máximo Cizallantes.....	76
	CAPÍTULO 4 RESULTADOS Y DISCUSIÓN.....	80
4.1	Introducción.....	80
4.2	Modelo matemático para la aplicación del análisis por mecánica de contacto.....	80
4.3	Fuerzas externas y fuerzas efectivas.....	83
4.3.1	Modelo para adulto mayor.....	86
4.4	Modelo matemático.....	93
	CAPÍTULO 5 CONCLUSIONES.....	96
	RECOMENDACIONES.....	98
	REFERENCIAS.....	99

LISTA DE FIGURAS	105
LISTA DE TABLAS	109
APÉNDICE A Diseños Geométricos CAD	110
APÉNDICE B Catálogo de piezas Marca Covision	114
APÉNDICE C Técnica Quirúrgica	118
APÉNDICE D Resultados Mecánicos de Calidad por la Norma DIN 10204-3.1 123	
APÉNDICE E Resultados Mecánicos de Calidad por la Norma ISO 5834/2 .	124
APÉNDICE F Especificación de acuerdo a las normas ISO para el material utilizado para la Prótesis Total de Cadera.	125

RESUMEN

El reemplazo total de cadera, o artroplastia de cadera, donde se reemplaza de manera total la articulación de la cadera con un implante artificial o prótesis, fue considerando uno de los avances más importantes de la medicina en el siglo XX. Conforme el promedio de la expectativa de vida de la población en general va incrementando, la artroplastia cada vez va tomando más trascendencia, Una vez realizada la cirugía, el paciente puede participar en la mayoría de sus actividades diarias, sin malestar hasta por 20 años después de intervención y algunas veces, hasta por más tiempo. Los implantes se desgastan o se aflojan, lo que produce dolor, rigidez o inestabilidad. En algunas ocasiones, se requerirá una nueva cirugía. En México, cada año se ve incrementado el número de pacientes sometidos a operaciones de artroplastia, por el incremento de la vida promedio de la población adulta, pero también por el mayor acceso a servicios médicos de un número creciente de ciudadanos de la tercera edad o por accidentes traumáticos.

En los últimos años, la investigación en dispositivos médicos ha experimentado un avance extraordinario logrando tener una gran importancia gracias a la aplicación de métodos propios de la mecánica al análisis del sistema músculo-esquelético Muchos de estos estudios estaban limitados a la observación directa y a mediciones cuantitativas simples. El desarrollo de nuevas tecnologías médicas y la investigación científica, la obtención de datos sobre las propiedades mecánicas de los organismos vivos con mayor precisión y desde nuevos puntos de vista, han permitido grandes avances La bioingeniería combina los conocimientos de la ingeniería con los sistemas biológicos y

médicos, analizando diferentes áreas que comprenden desde la ingeniería genética hasta el estudio de biomateriales. La bioingeniería, como un todo y la biomecánica como una de las ramas para este sustento científico, están destinadas a incrementar el desarrollo de la medicina con una solución rápida y efectiva de los problemas del paciente.

La presente tesis aporta una metodología para el análisis de los esfuerzos mecánicos que se generan en el contacto entre la esfera femoral y la copa acetabular, contribuye al conocimiento de la causa raíz del desgaste o deterioro de las prótesis de cadera con el fin de ayudar a incrementar la vida útil de este tipo de prótesis. Se realiza una amplia revisión bibliográfica, desde la anatomía de la cadera, hasta las técnicas más avanzadas del cálculo de esfuerzos en contacto mecánico no conformante o hertziano. Con el estudio realizado, se logró proponer una primera versión de un modelo matemático en los componentes de la articulación de cadera a partir del conocimiento de las cargas aplicadas, condiciones geométricas y dimensionales, diferentes ángulos de contacto y propiedades de los materiales del implante. Utilizando un análisis por mecánica de contacto continuo, el criterio de Tresca para esfuerzos máximos y la teoría de contacto mecánico tipo hertziano se logró calcular los valores de esfuerzos máximos y posición del plano donde actúan.

De los resultados obtenidos se puede establecer la condición de la orientación del componente femoral para la determinación de los esfuerzos de contacto a diferentes condiciones de carga, conociendo la información del paciente tal como su peso, medidas radiológicas, patologías y actividades cotidianas. Los esfuerzos de contacto que estén sometidos en los implantes permitirán establecer los niveles de concentración de esfuerzos que se desarrollan en el implante. Lo anterior puede auxiliar al cuerpo médico en establecer los mejores criterios de selección de prótesis, tanto en su dimensión como en el ángulo de fijación, para desarrollar los valores mínimos de esfuerzos de contacto, reducir el riesgo de desgaste e incrementar la vida útil de los componentes de la articulación protésica.

CAPÍTULO 1

INTRODUCCIÓN

1.1 Introducción

El reemplazo total de cadera se ha convertido en un área de mayor importancia en tratamientos de pacientes con problemas de fractura o desgaste en la articulación coxofemoral. El aflojamiento aséptico de la prótesis sigue siendo un problema en implantes protésicos de articulaciones y la longevidad está condicionada a los puntos donde se analiza la carga y los esfuerzos generados para lograr una estabilidad mecánica y estabilidad biológica.

Hoy en día, es importante estudiar e investigar los principios de la Biomecánica como un conjunto de conocimientos interdisciplinarios generados a partir de utilizar con el apoyo de otras ciencias biomédicas, los conocimientos de la mecánica y distintas tecnologías, para el estudio de fuerzas que actúan en el cuerpo humano bajo un sistema de leyes de la mecánica.

La cadera es una de las articulaciones que más se afecta en pacientes mexicanos en edad adulta, ya que se presentan enfermedades propias de la edad como lo es la osteoporosis ósea, la osteoartrosis que es más común, donde su etiología exacta aún es desconocida y su incidencia aumenta con la edad. Un estudio realizado por el Instituto Mexicano del Seguro Social Unidad

Médica de Alta Especialidad (UMAE) No.21, sobre un amplia muestra de ciudadanos mexicanos de ambos sexos, reveló que la población en general, a los treinta años de edad el 1% padecerá la enfermedad de sus articulaciones; a los cuarenta años, el nivel se incrementa a un 10%, a los sesenta años el 70% [1]. Este tipo de enfermedades convierte al sistema esquelético en frágil y susceptible a las lesiones que imposibilitan al paciente a realizar sus actividades básicas. Bajo este contexto, se lleva a cabo la presente investigación, relacionada a conocer el comportamiento mecánico del sistema articular tanto del eje mecánico como del eje anatómico en la prótesis femoral de tipo no cementada.

Los resultados permitirán establecer niveles de concentración de esfuerzos que afecta el desempeño óptimo del implante, y que a su vez sirva como información técnica a los departamentos de las unidades médicas en traumatología y ortopedia, para establecer los criterios que permitan obtener el mayor rendimiento, la resistencia al desgaste del par de fricción y una fijación duradera del implante-hueso, que influirá en el diseño de los componentes, evitarán la osteólisis (pérdida de hueso) y el aflojamiento. La resistencia de la cabeza femoral e inserto y de la copa acetabular metálica depende del módulo de elasticidad de los materiales y del diámetro de los mismos. Para colocar los componentes en el lecho acetabular del paciente estos suelen ser de mayor diámetro, lo que aumenta su estabilidad mecánica y puede facilitar un efecto “protector de cargas” logrando así una longevidad más amplia y que el paciente tenga una mejor calidad de vida.

1.2 Planteamiento del problema

En el Hospital de Traumatología y Ortopedia del Instituto Mexicano del Seguro Social de la ciudad de Monterrey, N.L., México, se realizan un promedio de 350 operaciones de artroplastia por fracturas cuello femoral y por desgaste de la

articulación coxofemoral, contando con el 4.5% de pacientes con problemas postoperatorios, entre ellos, aflojamiento, infecciones, desgaste y luxaciones.

De acuerdo al estudio mencionado, el elevado desgaste del inserto acetabular, del conjunto de las prótesis no cementadas y el aflojamiento, suman cerca del 10% de todos los problemas reportados [1].

Ante este grave problema del desgaste presentado en los insertos de material de polietileno de ultra alto peso molecular (UHMWPE, por su siglas en inglés), se propone realizar un estudio biomecánico con el propósito de conocer el comportamiento de la prótesis de cadera tomando en cuenta las fuerzas externas y efectivas del sistema de articulación coxofemoral, para así determinar mediante un modelo matemático lo que va a influir en la posición en la que se deja la copa y conocer la carga presentada y su fricción en dicho ángulo, con el fin de ayudar a incrementar la vida útil de este tipo de prótesis.

En la modelación de los esfuerzos en articulaciones coxofemorales y en prótesis metálicas, mediante un análisis analítico de acuerdo con la Ley de Hooke, se estudiará, por mecánica de contacto, en dos dimensiones para conocer y predecir los esfuerzos presentados en articulaciones óseas y en prótesis metálicas.

Se hará uso de diversas disciplinas en el área de Biomecánica utilizando los conocimientos de la mecánica, la ingeniería, la anatomía y la fisiología, para estudiar este comportamiento y resolver los problemas que nos derivan en diversas condiciones a las que se puede ver sometido el análisis.

1.3 Justificación

Se propone realizar un estudio biomecánico para conocer el comportamiento de esfuerzos generados en la prótesis de cadera, tomando en cuenta las fuerzas externas y efectivas en todo el sistema del que está compuesta, para así determinar mediante un modelo matemático lo que va a influir en la posición del ángulo de ciclo de marcha, conocer la carga presentada y su fricción en dicho ángulo.

Utilizando un modelo matemático por mecánica de contacto se estudia las relaciones esfuerzo-deformación, para determinar cada constante donde se aplicarán las fuerzas de compresión y los esfuerzos generados en diferentes geometrías de la prótesis.

1.4 Objetivos de la investigación

Objetivo general

Desarrollar un análisis dinámico, cinemático y cinético de las articulaciones coxofemorales que facilite la predicción de la vida útil de las prótesis de cadera.

Objetivos específicos

- ✓ Desarrollar un modelo dinámico que permitan la posibilidad de conocer el rango de esfuerzos de contactos máximos normales y perpendiculares al plano de contacto y su posicionamiento espacial, en las articulaciones coxofemorales, enfocándose principalmente en pacientes adultos

1.5 Hipótesis

Conociendo las características morfológicas de un paciente, las dimensiones de una prótesis de cadera y los ángulos de posición, se pueden calcular los esfuerzos máximos de contacto utilizando mecánica de medio continuo y mecánica de contacto hertziano, lo cual favorece al aumento de su vida útil para minimizar el riesgo de desgaste.

1.6 Metodología

El análisis de incidencias de problemas postoperatorios a una intervención tipo artroplastia total de cadera busca delimitar los tipos y causas principales de los problemas postoperatorios y discernir cuales son debido a aspectos biomecánicos que dan como consecuencia un pinzamiento y sobrecarga periférica de los componentes. La metodología propuesta se ejemplifica en la

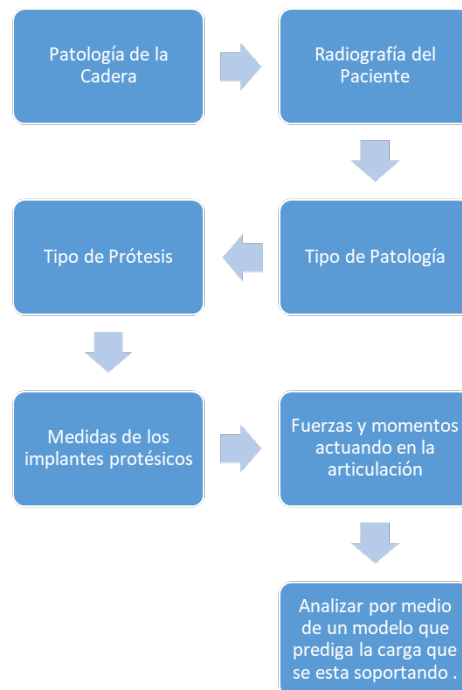


Figura 1. Metodología empleada en el presente estudio.

Para definir el desempeño de las prótesis se emplea una metodología a seguir para el éxito en la colocación de los reemplazos de la articulación de la cadera.

- **Patología de la cadera:** El cirujano ortopédico reunirá información sobre la salud del paciente y hará preguntas acerca de la magnitud del dolor de cadera y como afecta la capacidad de realizar las actividades cotidianas.
- **Radiografía del paciente (Rayos X):** Estas imágenes ayudan a determinar el grado de daño o deformidad en su cadera.
- **Tipo de patología:** Osteoporosis ósea y/o la osteoartrosis.
- **Tipo de prótesis:** Cementada o No Cementada.
- **Medidas de los implantes protésicos:** medidas de copa acetabular, inserto y cabeza femoral según el proveedor.
- **Fuerzas y Momentos actuando en la articulación:** desde el punto de vista mecánico, los objetivos es crear una articulación estable con una movilidad optimizada, y restablecer la biomecánica. Conocer la proyección AP de ambas extremidades inferiores en los ángulos de rotación interna para que la cabeza y cuello queden paralelos al plano coronal.
- **Analizar por medio de un modelo matemático que prediga la carga que se está soportando:**

Los estudios clínicos han demostrado un rendimiento clínico alentador a largo plazo, la falla de estos dispositivos aún puede ocurrir. Específicamente, las complicaciones clínicas y el fracaso inesperado de las prótesis de cadera relacionadas con la carga como lo han informado reciente mente [Langton et al., 2011; Walter et al, 2011; Kwon et al, 2012] [2].

Factores como la mala calidad ósea debido a la edad o la enfermedad podrían influir tanto en la estabilidad inicial como a largo plazo de las artroplastias. En tales casos, el deterioro y la reducción de las propiedades del tejido óseo podrían aumentar significativamente el riesgo de fractura o aflojamiento. Donde se han demostrado de acuerdo a los avances en la investigación en los diseños en los posicionamientos y colocación como las técnicas quirúrgicas [2].

CAPÍTULO 2

ANTECEDENTES

2.1 Anatomía de la Cadera

2.1.1 Articulación Coxofemoral

La articulación de la cadera está formada por la unión de la cabeza femoral y el acetábulo (cavidad articular). En la figura 2.1 se muestra la unión de la cabeza del fémur y el acetábulo en la parte lateral de la pelvis [3].

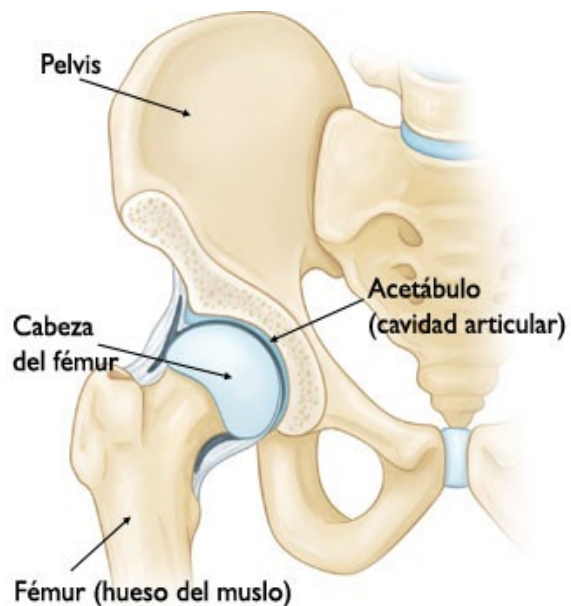


Figura 2.1 Representación de la anatomía de la cadera [3].

2.1.2 Anatomía de la pelvis

La pelvis es una estructura ósea formada por la articulación de los huesos coxales (derecho e izquierdo) y el sacro. Cada hueso coxal está formado por ilion, isquion y pubis ver figura 2.2.

La pelvis une el raquis con el esqueleto de los miembros inferiores, está formado delante y a los lados por el hueso coxal, constituido por la unión del isquion, y el pubis, detrás comprende dos piezas óseas, el sacro y el coxis. Las uniones entre los huesos se realizan mediante gruesos ligamentos elásticos, ello hace que la pelvis sea fuerte y estable, capaz de proteger órganos pélvicos [4,7].

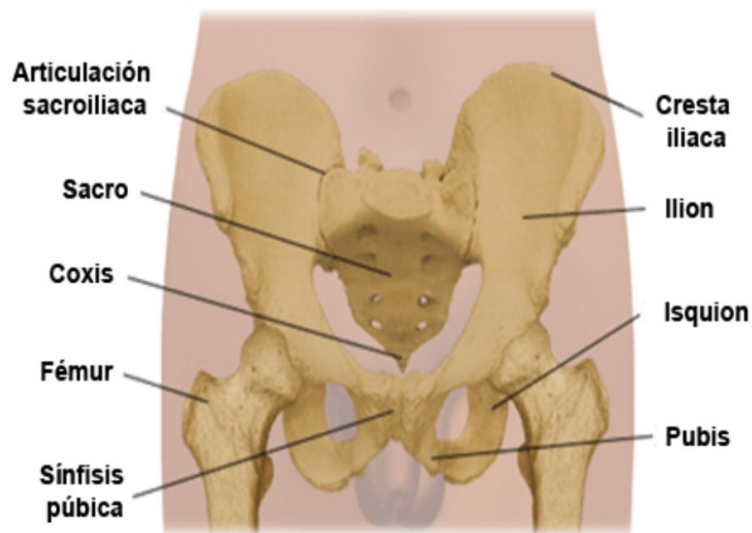


Figura 2.2 Anatomía de la pelvis y los elementos principales [4].

2.1.3 Anatomía del fémur

La figura 2.3 muestra una representación anatómica del fémur. El extremo superior es la cabeza femoral la cual está conformada por un segmento aproximado de dos terceras partes de una esfera de un radio aproximado de 25

mm, con una irregularidad por debajo y por detrás de su parte media correspondiente a la fosilla del ligamento redondo. El cuello femoral sirve de apoyo a la cabeza femoral y asegura su unión con la diáfisis. El eje del cuello del fémur y el diafisiario forman el ángulo de inclinación, o ángulo cérvico-diafisiario, en el plano frontal. El tamaño y la forma de la cabeza femoral determinan el tamaño y la forma del acetábulo.

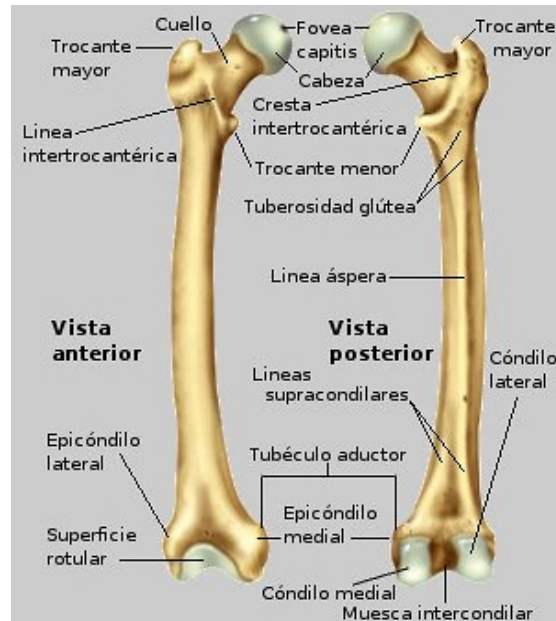


Figura 2.3 Representación de la anatomía del Fémur [7].

La diáfisis del fémur gira sobre su propio eje, por lo que la línea que pasa por el centro de la cabeza femoral y por el punto medio del trocante mayor, tiene un ángulo de inclinación respecto a la línea que es paralela al plano frontal y que pasa por el punto medio de los cóndilos femorales.

A este ángulo se le conoce como ante versión y varía normalmente de 10° a 15°. La figura 2.4 muestra el esquema donde se aprecia el ángulo de ante versión desde la perspectiva de la vistas inferior y posterior.

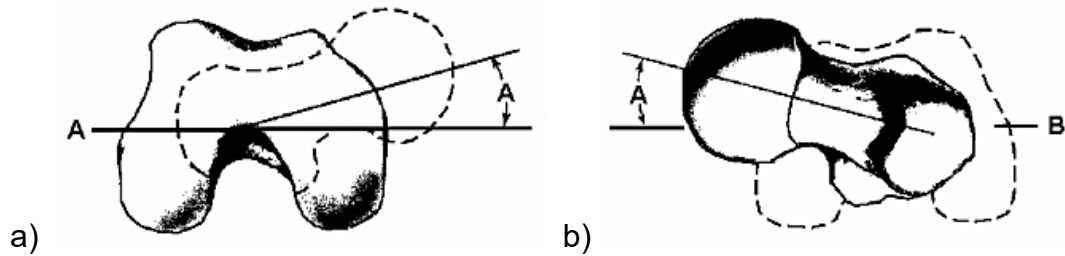


Figura 2.4 a) Ante versión del fémur observada desde los cóndilos. (Vista inferior), b) Ante versión del fémur observada desde la cabeza femoral. (Vista superior) [6].

Estos ángulos determinan las trayectorias máximas de compresión en la cabeza femoral y en el interior del cuello femoral donde se aplican la máxima tensión. Son el grupo más prominente, ubicado a lo largo de la vía donde se ejercen las mayores fuerzas compresivas, y se extiende desde la porción superior de la cabeza hasta la parte inferior del cuello.

Los Cirujanos ortopédicos toman a consideración cuatro principios fundamentales:

- i. La acción de los abductores (M): Son los músculos encargados de la abducción o separación de las piernas. Los principales abductores son el glúteo mediano, el glúteo menor y el piramidal.
- ii. La forma de la cabeza femoral y del acetábulo: Revisando las condiciones del acetábulo como se encuentra en la cara externa del hueso coxal, y en la unión de sus tres piezas (ilion, isquion y pubis).
- iii. La dirección de la superficie de la carga: se observa en dicha articulación coxofemoral una característica biológica en el área de contacto para conocer los niveles de carga son más elevados, buscando proporcionar una mejor distribución de cargas.

- iv. El metabolismo del hueso: conocer como esta el tejido dinámico y su formación y reabsorción, para que permita el mantenimiento del volumen óseo, y ver el daño tisular

2.2 Hueso y Cartílago

Es importante considerar en la articulación de la cadera, el hueso y el cartílago como un equilibrio dinámico normal entre la formación y resorción del hueso, lo cual incluye la comprensión de los mecanismos por los cuales se produce la transmisión de la carga a través de las superficies articulares.

El ambiente mecánico en el que se hallan inmersas las articulaciones contribuye a la progresión de la artritis degenerativa y pueden ser un factor etiológico en su desarrollo [8].

Sus componentes cualitativos y cuantitativos del hueso y el cartílago son estructuras sensibles. El cartílago se clasifica según los tipos de fibras presentes en la matriz tal como hialino, elástico y fibrocartílago [7]. El hueso se determina según a los tipos de hueso como irregulares, largos y planos, y dependen no solo de las hormonas, enzimas, vitaminas, minerales y proteínas, sino también de la carga mecánica impuesta sobre ellos por la función Carga-Deformación, tal como se muestra en la figura 2.5 [9].

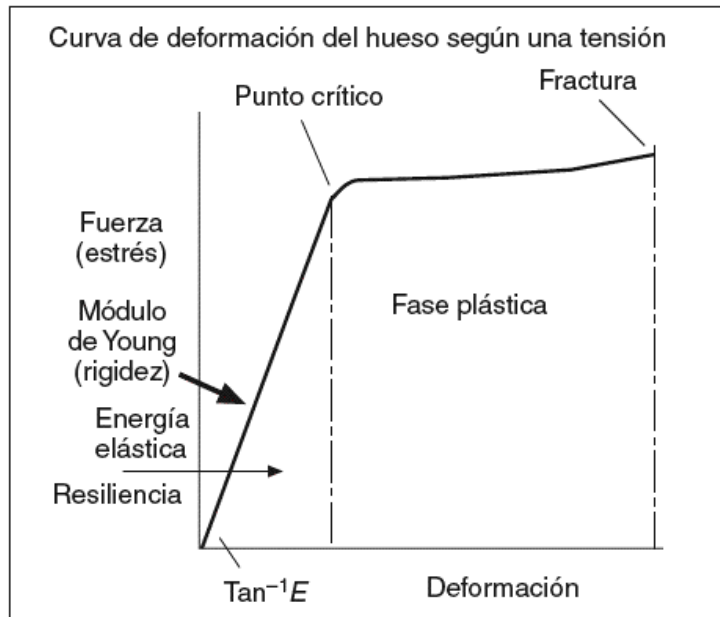


Figura. 2.5 Relación entre la carga y la elasticidad del hueso [9].

2.2.1 Huesos

Los huesos están formados por tejido dinámico que sirve para una gran variedad de funciones; además tiene la capacidad de remodelarse según los cambios producidos por estímulos internos y externos. También suministran apoyo al tronco y a las extremidades, proporcionan un punto de fijación para ligamentos y tendones, protegen a los órganos vitales y actúan como reserva del hierro y minerales en la conservación de la homeostasis.

2.2.2 Composición estructural

El hueso está compuesto de dos tipos de material. El primero es una matriz orgánica extracelular que contiene colágeno, constituye casi 30 a 35% del peso seco del hueso y le confiere flexibilidad y resistencia al mismo. El segundo material consta sobre todo de sales de calcio y fósforo, en especial la hidroxiapatita $[Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2]$, y es responsable de la dureza y rigidez.

Desde el punto de vista microscópico se puede clasificar como fibroso o laminar. El hueso fibroso también denominado hueso primario, se tipifica por la disposición al azar de células y colágeno; que, debido a lo anterior, muestra características mecánicas isotrópicas y propiedades similares en cualquiera que sea la dirección de la fuerza aplicada. Así mismo se relaciona con periodos de formación rápida como en la etapa inicial, en la reparación de una fractura o en la fijación de implantes biológicos; sin embargo su contenido de minerales es bajo, y sirve para remodelar el hueso laminar.

El hueso laminar es un hueso maduro formado de manera lenta y se caracteriza por una distribución celular ordenada, así como por una orientación regular de las fibras de colágeno, en la figura 2.6 se muestra esquemáticamente la estructura del hueso y se describen brevemente sus componentes [10].

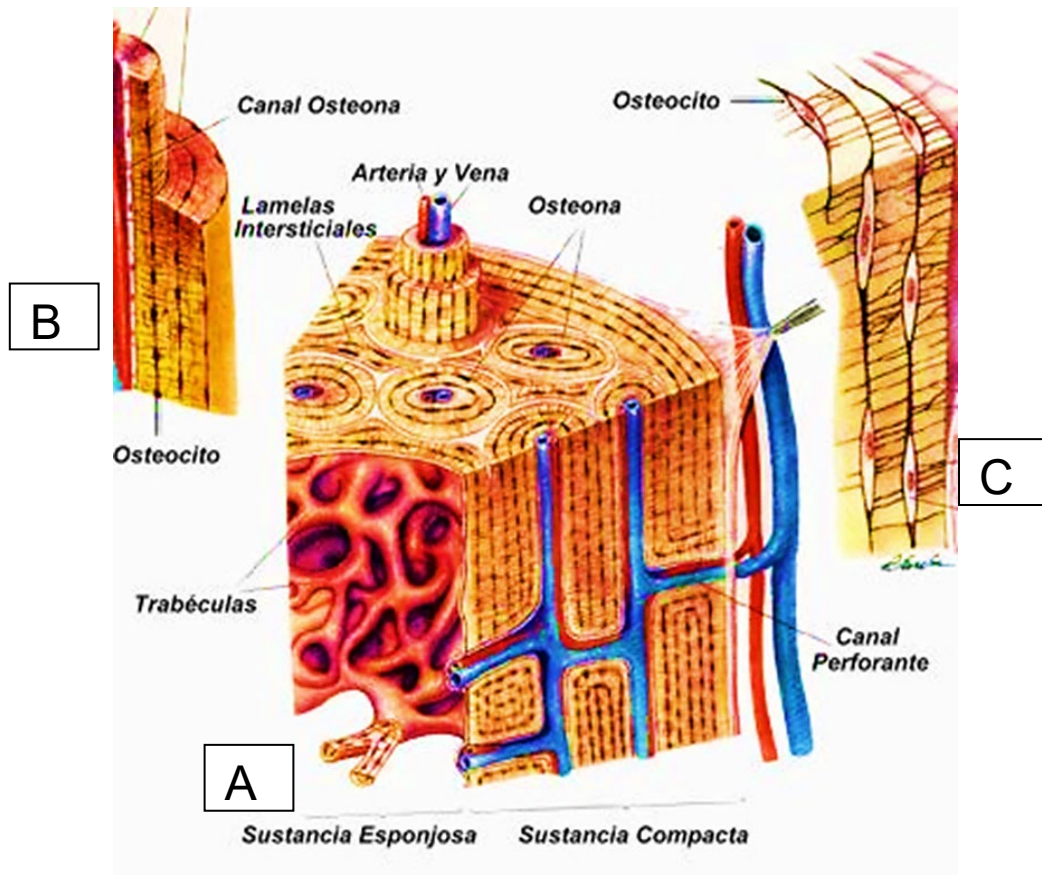


Figura. 2.6 Estructura del hueso. A: sección de la diáfisis de un hueso largo, sin la médula ósea interna. Cada osteón está unido por una línea de cemento. B: el osteón consta de anillos concéntricos laminares que están compuestos de una matriz mineral lo cual rodea el conducto haversiano. C: a lo largo del borde de las laminillas se encuentran pequeñas cavidades denominadas lagunas, cada una contiene un solo osteocito. Desde éstas se extienden, de manera radial, delgados canales, o canalículos, en cuyo interior se despliega la prolongación citoplásmica del osteocito [10].

Las láminas del hueso pueden estar paralelas entre sí o de manera concéntrica alrededor de un conducto vascular denominado sistema haversiano u osteón.

En la periferia de cada osteón se encuentra una línea de cemento, que constituye una región estrecha con sustancia fundamental compuesta sobre todo de glucosaminoglicanos. Ni los canalículos, ni las fibras de colágeno rebasan esta línea; desde el punto de vista Biomecánico, es el eslabón más

débil en la estructura microscópica del hueso. La organización estructural del hueso laminar le confiere propiedades anisotrópicas, lo que revela su mayor resistencia a fuerzas axiales en comparación con las transversales o deslizantes.

Desde el punto de vista macroscópico, el hueso se puede clasificar como tejido cortical y tejido trabecular (esponjoso). Morfológicamente ambos tipos son hueso laminar. Para comunicar las celdillas, el tejido cortical depende de los osteones; sin embargo, los canalículos se comunican directamente con los vasos sanguíneos en el conducto medular debido a que las trabéculas son estrechas. Así las diferencias básicas entre el tejido cortical y tejido trabecular se relacionan con la porosidad y densidad aparente [10,11].

2.2.3 Conducta Biomecánica

Las propiedades biomecánicas del hueso cortical difieren de las del hueso poroso o trabecular; el primero es más rígido que el segundo, ya que el cortical se fractura in vivo cuando la deformación excede el 2%, mientras que el trabecular no se fractura in vivo hasta una deformación excedente de 75%. Así mismo, la mayor capacidad para almacenar energía (área bajo la curva Carga – Deformación, figura 2.7) del hueso trabecular está en función de su porosidad.

A pesar de las diferencias en los valores de las propiedades mecánicas entre de ambos huesos, para todo tejido óseo es válido lo siguiente: la resistencia del tejido a fuerzas compresivas es proporcional al cuadrado de la densidad aparente, y el módulo elástico, es proporcional al cubo de la densidad [6,12].

Hasta una cierta carga el hueso sólo sufre deformación elástica. Más allá de esta carga ocurre la deformación plástica y finalmente el hueso sufre fractura. El punto en el cual ocurre cada fase depende no solo de la carga sino también del

coeficiente de elasticidad del hueso. El efecto de la osteotomía consiste en restaurar una magnitud de carga que provoque al hueso y cartílago un equilibrio fluctuante entre resorción y formación [14].

La carga normal produce una deformación elástica del hueso. Se considera que la carga normal está en equilibrio entre osteoblastos y osteoclastos, ver figura 2.7 [15].

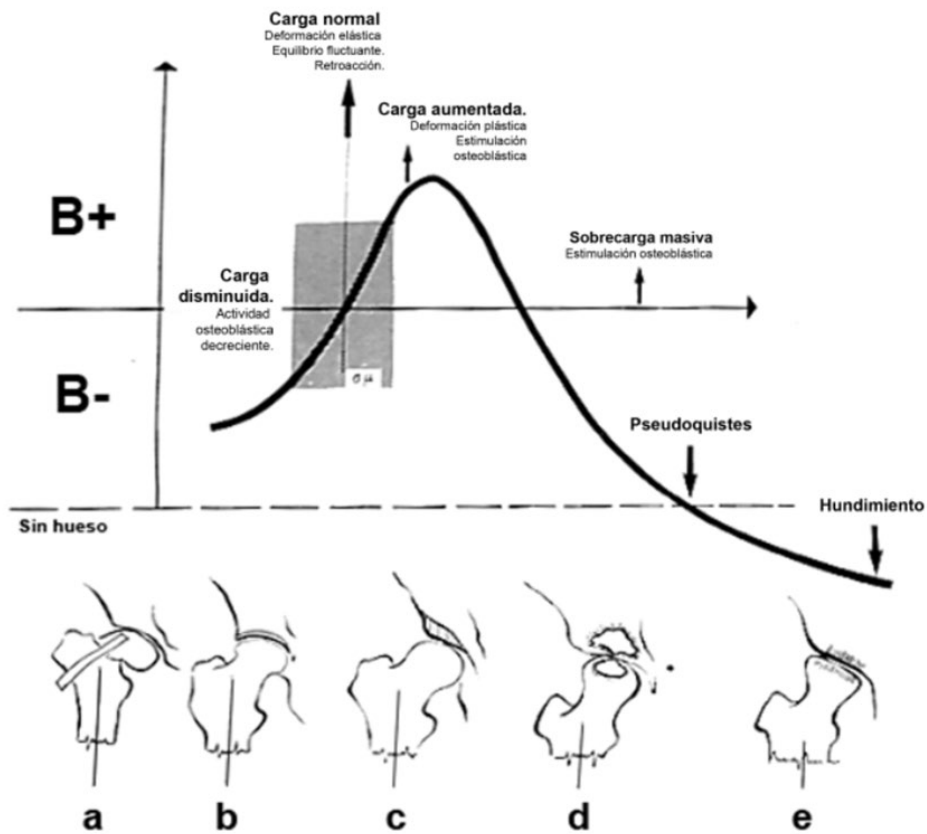


Figura. 2.7 Relación entre la carga y actividad del hueso (B-, Resorción ósea; B+, formación ósea) [15].

Para cada hueso de persona sana adulta, existe una carga óptima, en la cual la deposición y la resorción de hueso están en equilibrio fluctuante, es decir, el intercambio de hueso es regular cuando la carga se reduce o aumenta, el hueso reacciona por disminución o aumento de la función metabólica [12].

Cuando aumenta esta carga, se incrementa la actividad de los osteoblastos, lo que conduce a osteosclerosis. Por el contrario, la reducción de la carga se refleja por una osteopenia, debida a una disminución de la actividad osteoblástica o aumento de la actividad osteoclástica (ver figura 2.8 [15]).

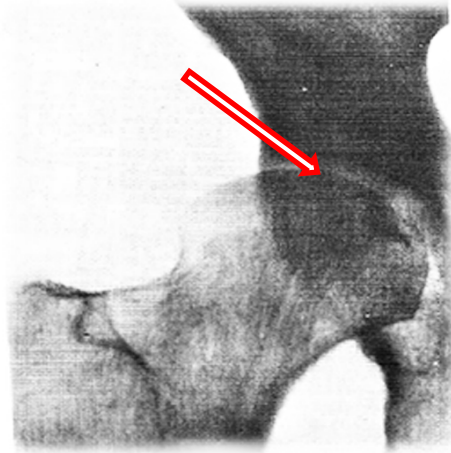


Figura. 2.8 La disminución de la anchura de la superficie de carga aumenta la unidad de presión, y en consecuencia se produce sobrecarga del hueso (aumento de la estimulación osteoblástica) y el cartílago. Se reduce el espacio articular y la esclerosis modifica la textura del hueso por encima de la superficie de la carga en el cartílago y en el hueso [15].

Los factores que conducen a la artrosis son muchos, entre los que se incluyen la sobrecarga anormal excesiva en la articulación normal, la carga normal en conjunto con la enfermedad ósea metabólica [13].

La cadera es la articulación proximal del miembro inferior, su función es orientarlo en todas las direcciones del espacio, y para ello posee tres ejes y tres grados de libertad, los cuales son:

- a) eje transversal XOX situado en el plano Frontal
- b) eje ante posterior, YOY situado en el plano sagital
- c) eje vertical OZ, con movimientos de rotación externa y rotación interna; ver figura 2.9.

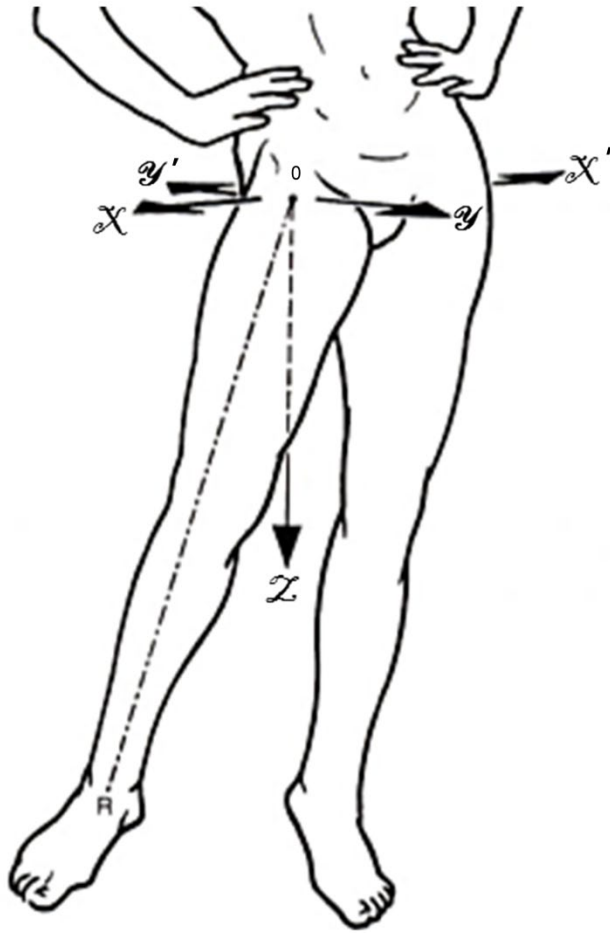


Figura 2.9 Muestra los ejes de a) XOX flexo-extensión b) YOY abducción-aducción c) OZ rotación externa y rotación interna [9].

Los movimientos de la cadera los realiza una sola articulación: la coxofemoral, en forma de enartrosis.

El movimiento de circunducción de la cadera se define como la combinación simultánea de movimientos elementales efectuados alrededor de los tres ejes.

Se proyecta la trayectoria sobre una esfera tal como se describe en la figura 2.10, cuyo centro O lo ocupa el centro de la articulación coxofemoral. La trayectoria tiene un radio OL y está formado por la extensión del fémur. En esta esfera se señalan las amplitudes máximas del sistema en términos de meridianos y de paralelos. En la misma figura 2.10 se describen los movimientos del fémur.

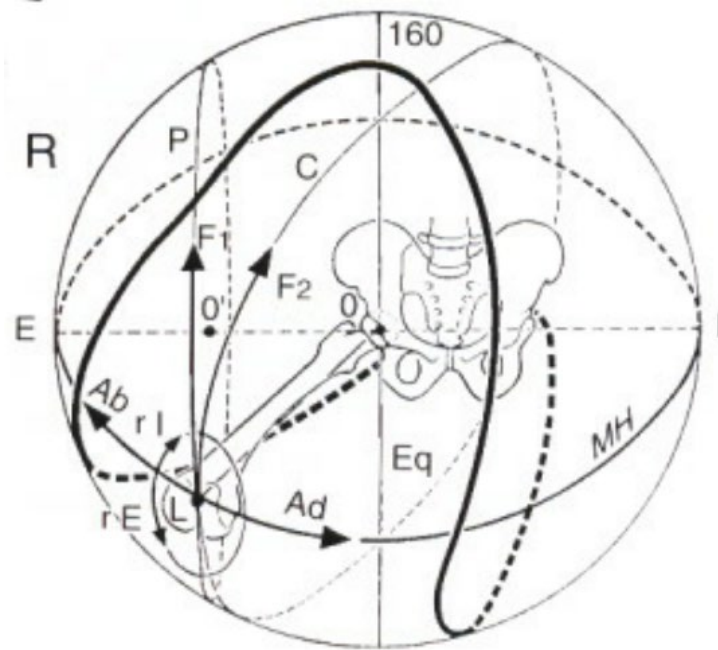


Figura 2.10 A partir de una posición determinada OL, del fémur, la articulación puede realizar movimientos de abducción (flecha Ab) o de aducción (flecha Ad) recorriendo el meridiano horizontal (MH). Movimientos de rotación interna (flecha rI) o de rotación externa (rE) mediante rotación alrededor del eje OL. En cuerpo de movimientos de Flexo-extensión, éstos son dos tipos según se efectue el sentido del paralelo P, se dice entonces que la flexión Fx es circumpolar, o en el sentido del gran círculo C, en cuyo caso se dice que la flexión F2 es circuncentral [16].

Podemos observar que la articulación de la cadera tienen movimiento en tres planos como se muestra en la figura 2.10, y se encuentran articulados pero libres entre si, y se describen en los ejes localizados de acuerdo al plano de referencia como se observa en la figura 2.11.

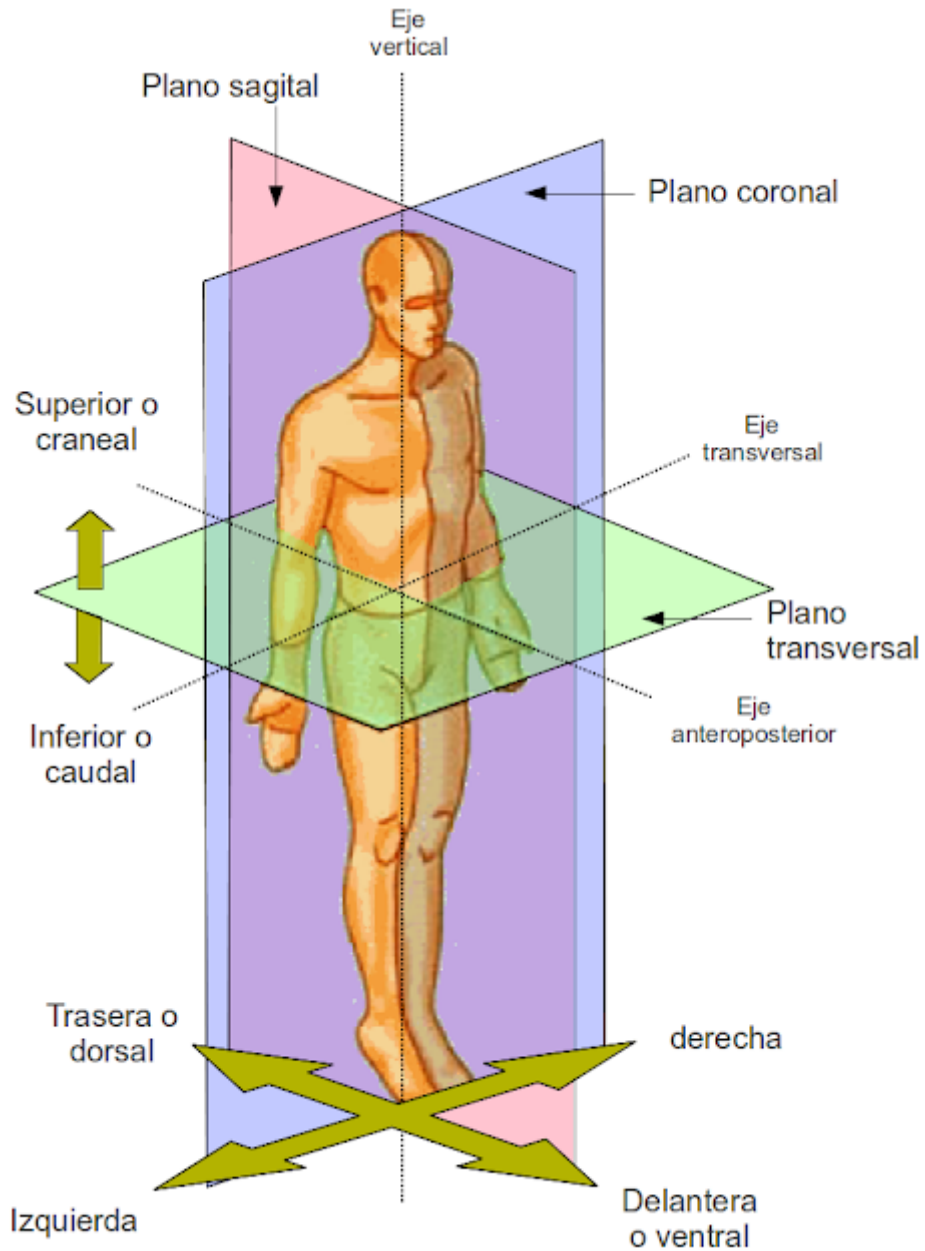


Figura 2.11 Planos y ejes de referencia en articulación de cadera [17].

Los movimientos que se proyectan en cada uno de los planos son: Planos sagital: Flexión-Extensión (FE), Planos Frontal o Coronal: Abducción-Aducción (AA), Planos Transversal: Rotación interna-externa (IER).

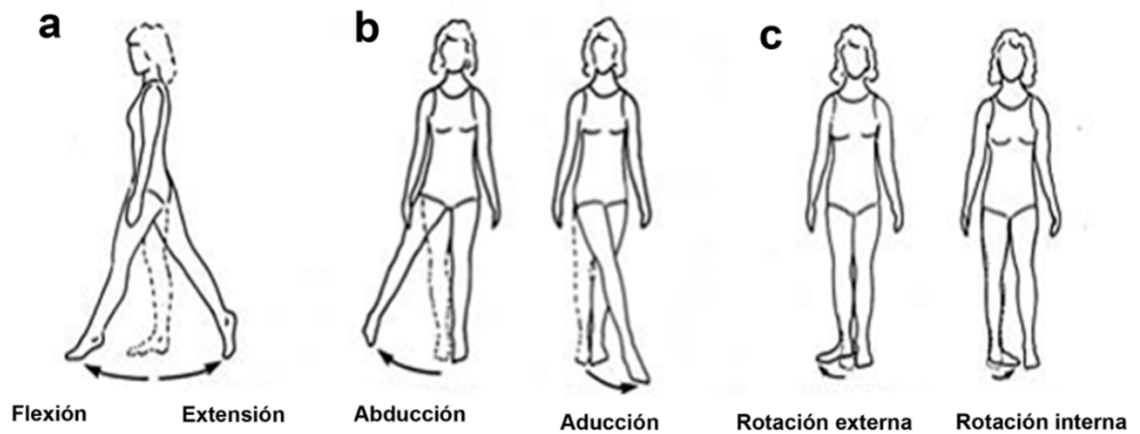


Figura 2.12 Movimientos de cadera en específico de los planos a) sagital b) frontal, c) transversal.

2.2.4 Ángulos del ciclo de marcha

En 1969, los investigadores Johnston and Smith [16] calcularon la amplitud de los ángulos de movilidad de la cadera durante la marcha normal utilizando técnicas electrogoniométricas. En el análisis del ciclo de marcha, se considera al apoyo del talón contra el suelo como fase inicial, según se observa en la figura 2.14, (a) el apoyo de la planta completa del pie se presenta aproximadamente a la mitad del ciclo (b) y (c) la fase de oscilación o zancada durante se considera la parte final, tal como se observa en la figura 2.13.

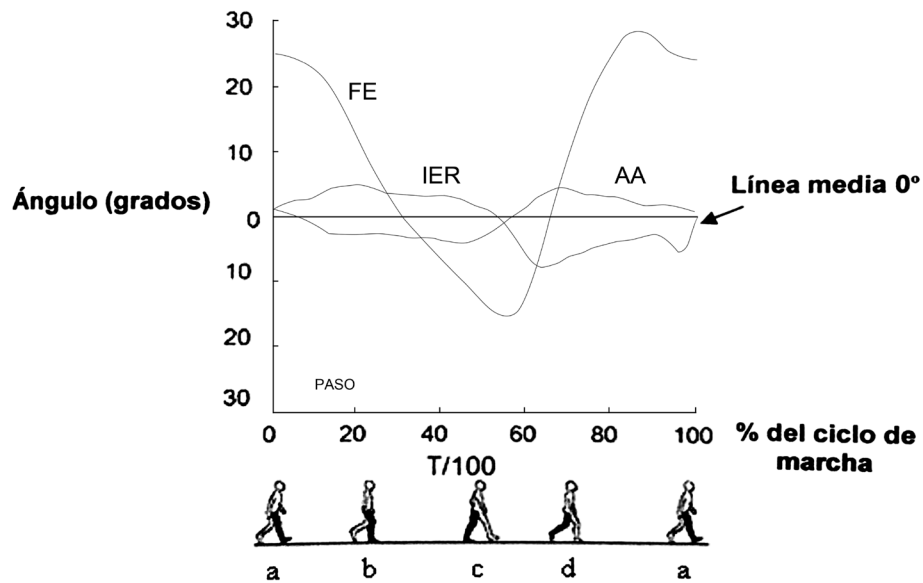


Figura 2.13 (a) el apoyo de la planta completa del pie se presenta aproximadamente a la mitad del ciclo. (b) y (c) la fase de oscilación o zancada (d) se considera la parte final [17].

El eje vertical de la gráfica de la figura 2.13 muestra las amplitudes a cada movimiento de la cadera en cada uno de los planos expresada en grados, durante la marcha al caminar. Partiendo de la línea media hacia arriba, se indican los movimientos de flexión, aducción y rotación interna. Los movimientos de extensión, abducción y rotación externa se aprecian por debajo de la línea media. En el eje horizontal de la gráfica se muestra el ciclo de la marcha al caminar, expresado en porcentaje (Tiempo/100). El tiempo de duración de un ciclo es aproximadamente 1.1 segundos [17].

En los planos sagitales la cadera presenta dos trayectorias de movimiento durante un ciclo de marcha al caminar, extensión progresiva y flexión progresiva, durante la fase de apoyo inicial la flexión de la cadera se mantiene alrededor de los 23°, como se observa en la figura 2.13. Durante el apoyo

medio va produciéndose de forma progresiva la extensión, que alcanza su mayor amplitud alrededor de los 15° , al término de la fase de apoyo total. Inmediatamente después se inicia la inversión el ciclo, iniciando con la flexión que se incrementa a partir de la fase de oscilación, alcanzando y manteniendo los 23° de flexión durante la fase final de la oscilación.

En el plano frontal, la cadera parte de la posición neutra en el apoyo inicial del talón, iniciando una rápida abducción que se mantiene en torno a 6° durante el apoyo medio, como se muestra en la figura. Durante la fase de apoyo total se produce una rápida inversión hasta los 5° de abducción y durante la fase de oscilación recupera de forma progresiva su posición neutral.

En el plano transversal, la cadera experimenta una rotación interna creciente durante el ciclo de marcha, comenzando con los 7.5° de rotación externa en el apoyo, finalizando con los 7.5° de rotación interna al inicio de la fase de oscilación.

2.3 Principios de la cinemática y dinámica

Las fuerzas que actúan en la articulación se determinan por los principios de la mecánica clásica donde se considera que el cuerpo está en equilibrio. Los momentos en equilibrio, si un cuerpo está en equilibrio, entonces la suma de los momentos de las fuerzas que actúan a nivel de cualquier punto en dicho cuerpo debe ser cero, ver figura 2.15.

Cuando se considera los movimientos de un cuerpo rígido, la velocidad y la aceleración en el cuerpo puede hallarse considerando un punto, habitualmente el centro de gravedad.

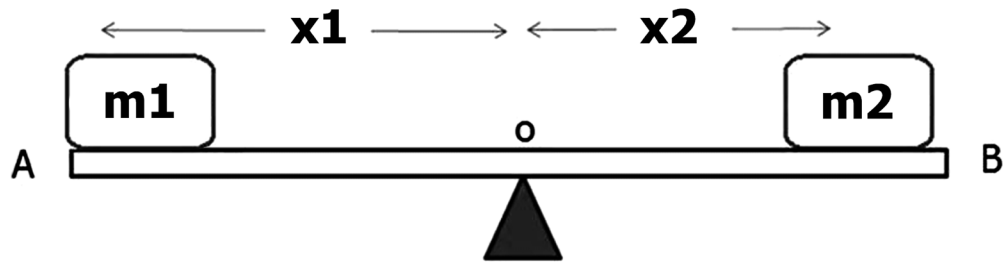


Figura 2.14 Esquema de equilibrio a nivel del centro de rotación [15].

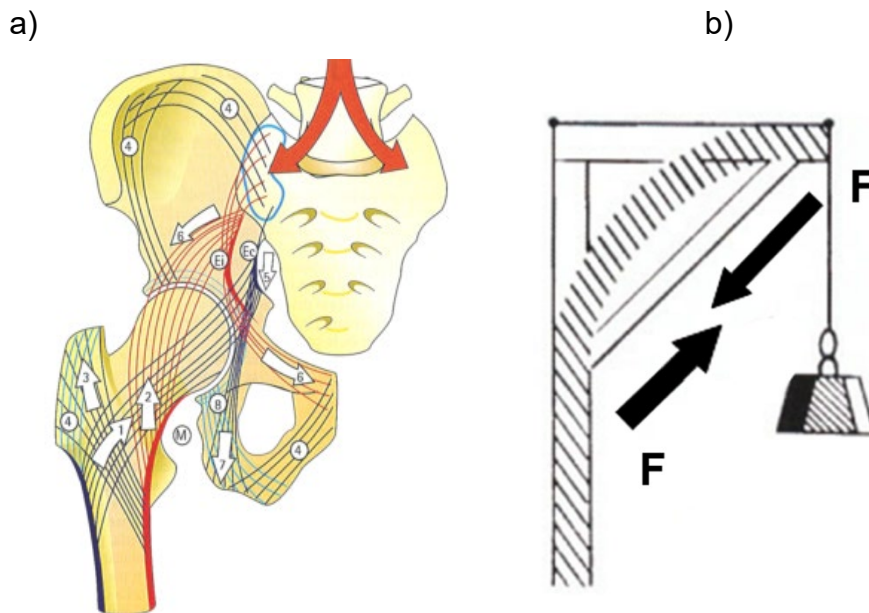


Figura 2.15 a) Articulación coxofemoral donde representa el extremo de la viga en voladizo, b) Sistema mecánico representativo en voladizo [15].

La cabeza junto con el cuello femoral y la diáfisis femoral forman un conjunto que realiza lo que se denomina en mecánica como una viga cantiléver ó voladizo, y que se representa en la figura 2.15 (a). En efecto, el peso que recae sobre la cabeza femoral se transmite a la diáfisis femoral de un brazo de palanca: el cuello femoral. Se puede observar el mismo tipo de sistema voladizo en una viga cargada en el extremo libre, tal como se observa en la figura 2.15 (b), donde la fuerza vertical tiende a cizallar la barra horizontal en el punto de

unión con el mástil y cerrar el ángulo que forman ambas piezas. Para evitar este cizallamiento, basta con interconectar una viga oblicua para tener un par de fuerzas en equilibrio.

Apartir del cuello femoral se constituye la barra superior del sistema mecánico representativo en voladizo y se observa el miembro inferior en su conjunto, se puede constatar que el eje mecánico (trazos gruesos) en el que se alinean las tres articulaciones de la cadera, la rodilla y el tobillo, deja por fuera el sistema en forma voladizo del hueso femoral, ver figura 2.16.

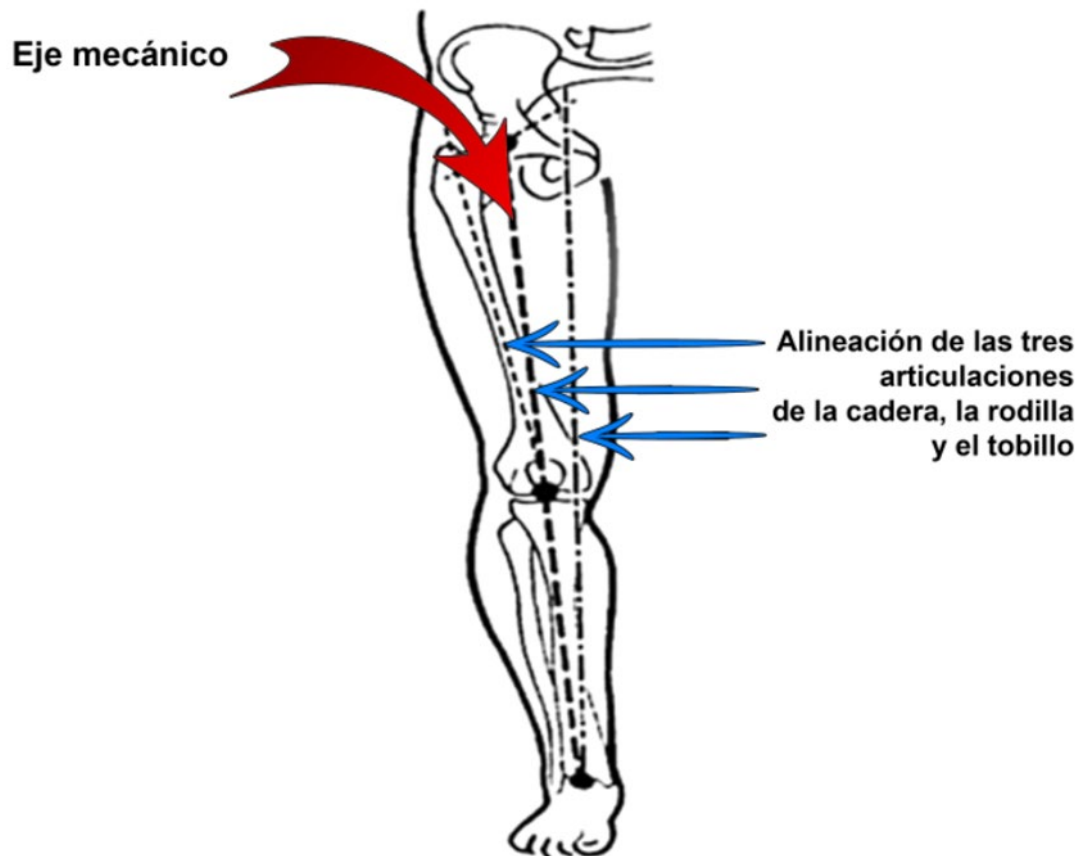


Figura 2.16 Se muestran el trazo de línea gruesa que se alinea la cadera, la rodilla y el tobillo [15].

Los reemplazos de la articulación coxofemoral se han utilizado con gran éxito en la ortopedia mas de cincuenta años y en las publicaciones se ha estudiado el desempeño de las prótesis de cadera para obtener una mayor longevidad de

vida al paciente y así poder precedir el alto nivel de calidad de su vida útil, a continuación se muestra una tabla comparativa de análisis obtenido de acuerdo al estado del arte del estudio generado.

Tabla No 1. La Evolución de los estudios de las prótesis.

1899-1967 Philip Wiles	Primera prótesis total ,cúpula y cabeza en metal.	Fijación sobre el cuello femoral y la diafisis.
1979 McKee Watson-Farrar	Reemplazo Total de Cadera copa acetabular y cabeza femoral Cromo Cobalto.	Acción del aflojamiento producida por la fricción y el desgaste, Severos daños que se ocasiona al tejido.
1979 John Charnley	Gran aceptación científica introducción del Polímero Teflón combinado con Acero Inoxidable.	Desgaste en el material y las partículas desprendidas causaban severo daño al tejido y No era Compatible con el organismo humano. Inicio utilizar Polietileno de ultra alta densidad (UHMWPE).
1995 Kargarnov	Optimización de las de los diseños de las Prótesis.	Metodo: Elemento Finito MEF. Variación de longitud de vastagos, tipo fijación y dirección de cargas aplicadas 0,30,60 y 90 grados.
2001 Maldonado y Colaboradores,	A partir de Distribución de esfuerzos.	Realizaron diferentes formas de geometrías de las prótesis.
2008 Oldani-A.Dominguez	Simulación del comportamiento mecánico de un implante de cadera FEM.	Determinó la distribución de tensiones y deformaciones en la pieza sometida a una carga estática correspondiente a la marco especificada en el ensayo de fatiga según la norma.
2015, M.A.Rodriguez et. Al. FIME-UANL (Yaneth Bedolla, Melvin Vera, Geo A. Juarez, Perez.)	Estudios de aleaciones Co-Cr-Mo-C para prótesis de Cadera.	Realiza estudios para mejorar la microestructura de las aleaciones Co-Cr-Mo-C para tener mejor desempeño tribológico. Diseño y construcción de simulador de cadera. Estudios sobre las prótesis de cadera metal metal. Nuevos diseños de las prótesis.
1999 PS Barbour, MH Stone	Un estudio de la resistencia al desgaste del UHMWPE aplicado en prótesis de cadera.	Se examina el efecto del peso molecular UHMWPE y la resistencia al desgaste con par metal-polietileno. Comparación de: polietileno GUR 1120 por compresion y 4150HP por extrucción.
2008 G.Urriolagoita, I. Hernandez	Análisis de desgaste de la articulación cabeza femoral-copa.	Condiciones de carga normales, para establecer la vida útil en un sistema protesico de cadera.
2012 Sineenart Strimongkol, Departament of Matematics, Centro of excellence in matematics Perdo.Che.	Una revisión del modelo matematico en el reemplazo total de cadera.	La fijación del implante debe ser duradera y generalmente libre de dolor a largo plazo. Se desarrollo la tranferencia de calor usando ecuaciones de inestabilidad terminal, el flujo del fluido usando Brinkmane, y la distribución de estrés, con ecuaciones de equilibrio de tensión los tres modelos

		principales utilizados para estudiar el efecto de las prótesis utilizando este modelo.
2011 M. Ipavec, R.A Brand	Mathematical modelling of stress in the hip during gait	Se desarrolla un modelo matemático para calcular la distribución de la tensión de contacto, con parámetros geométricos característicos.
2017, Xijin Hua, Junyan Li, Ling Wang, Zhongmin Jin, Ruth Wilcox, y John Fisher	Mecánica de contacto del reemplazo modular total de cadera de metal sobre polietileno bajo condiciones adversas de carga de borde.	investigar la carga del borde y su efecto sobre la mecánica de contacto de un reemplazo modular total de cadera (THR) de metal sobre polietileno, Se modelaron diferentes ángulos de inclinación de la copa - examinó su efecto sobre la mecánica de contacto del reemplazo modular de cadera.
2011 DJ Langton, SS, Jameson, TJ Joyce	Tasa de falla acelerada del reemplazo total de cadera ASR.	Las tasas de falla de diferentes diseños de revestimiento de cadera. El objetivo es actualizar las tasas de falla relacionadas con los desechos metálicos para el reemplazo de la superficie articular (ASR).
2012 Hua X., Wroblewski BM, Jin Z., Wang	El efecto de la inclinación y el desgaste de la copa en la mecánica de contacto y la fijación del cemento para los reemplazos totales de polietileno de ultra alto peso molecular.	Objetivo investigar las influencias individuales y combinadas de la inclinación y el desgaste de la copa en la mecánica de contacto y la fijación de un reemplazo de cadera Charnley utilizando el método de elementos finitos. Se examinaron los efectos de la inclinación y penetración de la copa en la mecánica de contacto de los rodamientos articulados, así como la tensión dentro del cemento y en la interfaz hueso-cemento.
2016 Xijin Hua, Junyan Li, Zhongmin Jin, John Fisher	La mecánica de contacto y la aparición de carga de borde en el reemplazo modular de cadera total de metal sobre polietileno durante las actividades diarias	La aparición de la carga del borde en el reemplazo de la articulación de la cadera se ha asociado con muchos factores, como el diseño protésico, la mala posición de los componentes y las actividades de la vida diaria y evaluar el efecto de los ángulos de copa y la carga de borde en la mecánica de contacto de un reemplazo modular de cadera (THR) de metal sobre polietileno.

CAPÍTULO 3

EXPERIMENTACIÓN

3.1 Introducción

En este capítulo se presenta la experimentación usada durante el desarrollo del presente trabajo de investigación sobre los esfuerzos generados durante el comportamiento mecánico de las articulaciones óseas y del implante cuando se encuentran sometidos a una carga, Las características geométricas y las propiedades de la aleación del implante se mostrarán durante cada etapa de la experimentación.

El objetivo principal de esta investigación es desarrollar un análisis dinámico, cinemático y cinético de las articulaciones coxofemorales que faciliten la predicción de la vida útil de las prótesis de cadera. Como producto de este análisis se propondrá un modelo matemático de esfuerzos que permitan la posibilidad de un rango máximo de movimiento para el conocimiento del comportamiento mecánico de esfuerzos máximos de las articulaciones coxofemorales, enfocándose principalmente en pacientes adultos.

El estudio comprende las tensiones máximas de cizallamiento del implante que es importante en el desgaste de polietileno por abrasión, fatiga o alta fricción debido al contacto mecánico en prótesis de metal-polietileno.

Se analiza la estabilidad mecánica del implante de acuerdo al diseño y poder lograr una máxima longevidad posible del implante y así poder ofrecerle al paciente una mejor calidad de vida.

3.1.1 Comportamiento Mecánico

La evidencia hasta ahora reportada tanto en pruebas de laboratorio como en el estudio de prótesis extraídas en pacientes ha mostrado que el principal mecanismo de desgaste en el polietileno de ultra alto peso molecular es debido a la formación de partículas laminadas [19]. En este trabajo se analiza el comportamiento de los esfuerzos cizallantes en un sistema tridimensional que se presenta en dicho material.

El desgaste se define como la degradación que ocurre entre dos superficies en contacto y con movimiento relativo. Donde la degradación es de naturaleza mecánica o químico-mecánica, y su resultado es la producción de partículas de desgaste. Debido a lo anterior, se realiza el estudio de la formación, magnitud, distribución y posición de los esfuerzos mínimos cortantes del implante de cadera para tener una mejor estabilidad y una reducción máxima del desgaste [20].

Los materiales que actualmente se utilizan para la fabricación de implantes de cadera se encuentran bien definidos por diferentes normas internacionales entre ellas las Normas ASTM. Sin embargo, debe hacerse una acotación acerca de las alternativas futuras, en especial en lo referente a sus superficies de fricción y sus propiedades tribológicas. En la actualidad se trabaja intensamente en tres vertientes de investigación que tienen por objeto el uso de diferentes pares de materiales. Se trata de las superficies de: a) metal-metal, b) metal-polietileno, y c) cerámicos-cerámicos. El presente trabajo se enfocará al estudio

de metal-polietileno. Como se mencionó en capítulos anteriores, las condiciones biológicas del paciente tienden a realizar un cambio metabólico del mineral óseo, con el implante. La prótesis ofrecerá elementos biotecnológicos, como el diseño, la geometría, materiales y la estabilidad mecánica.

En la figura 3.1 se presenta de manera esquemática los pasos que se requieren para la implantación de una prótesis de cadera [13].

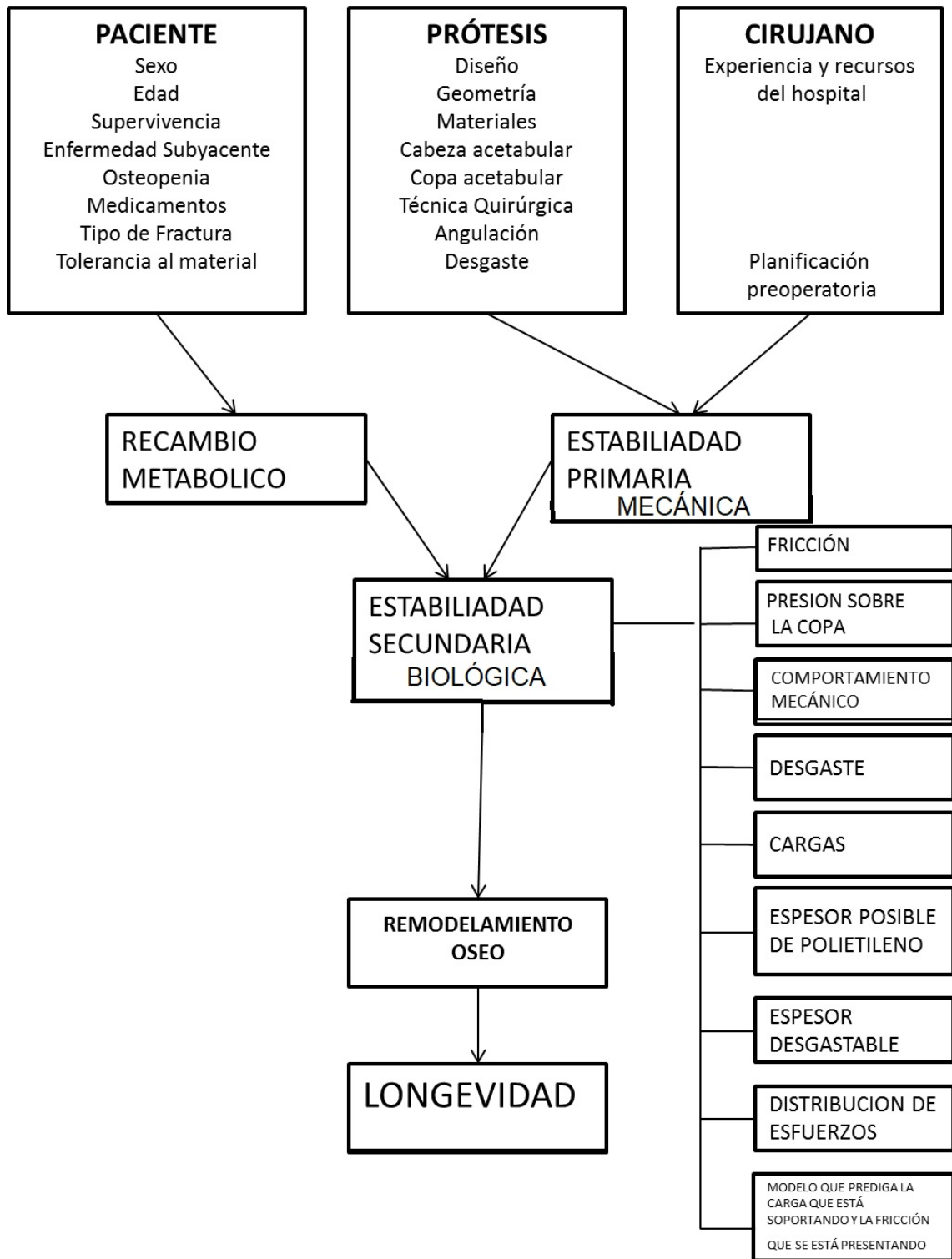


Figura 3.1 Representación esquemática los pasos que se siguen para la implantación de prótesis de Cadera [13].

3.1.2 Biomecánica y Biomateriales

El diseño experimental consiste en desarrollar un modelo matemático para predecir los esfuerzos en la cadera analizando el comportamiento biomecánico del hueso. Donde se considera el centro de la cabeza femoral como el origen de un sistema tridimensional de ejes cartesianos, ver figura 3.2.

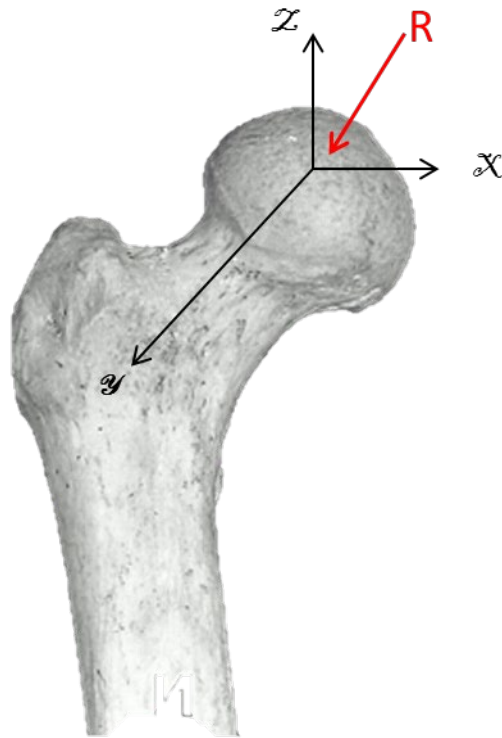


Figura 3.2 Centro de la cabeza femoral como el origen de un sistema tridimensional de ejes cartesianos [35].

Para simplificación visual se considera el eje Y perpendicular al plano sagital de tal forma que los ejes Z y X coinciden con el plano anatómico frontal. De esta manera, el eje Z es la vertical, el eje X esta sobre la dirección lateral medial y el eje Y en la dirección anterior posterior. El hueso se adapta a las tensiones

mecánicas impuestas sobre él, donde se puede alterar sus propiedades y configuración [14].

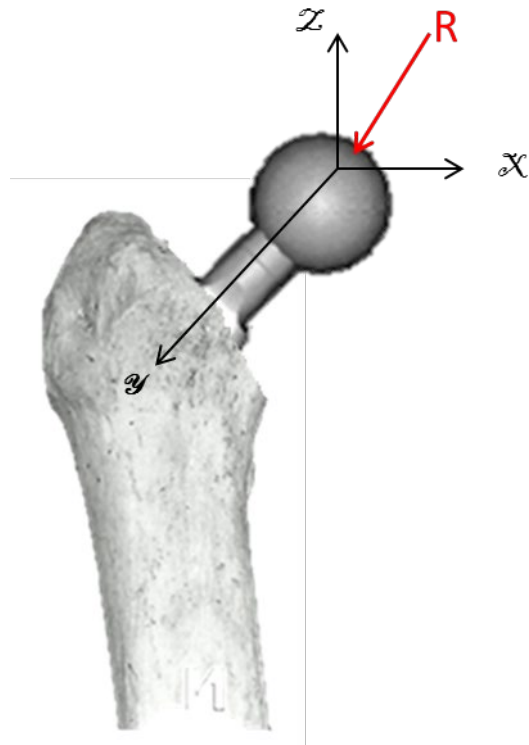


Figura 3.3 La fuerza resultante R a calcular, actuará en dirección al centro de la cabeza femoral de radio r , igual al radio promedio de la cabeza femoral [35].

El origen del plano cartesiano coincide con el centro de la cadera y R es la fuerza de contacto resultante. Se origina en el centro de la cabeza femoral donde se calcula el sistema de coordenadas se orienta de modo que el eje X y el eje z se encuentren en el plano frontal a través del centro de la cadera. El eje z es vertical, el eje x apunta en la dirección lateral-medial, mientras que el eje Y apunta en la dirección anterior-posterior, actuará en dirección al centro de la cabeza femoral para conocer la relación durante la fase de oscilación cuando se aplique la carga considerada según el estudio [2].

La tensión tangencial debido a las fuerzas de fricción se toma como nula; en cambio de la normal. Lo cual puede justificarse si la zona se encuentra en condiciones óptimas, es decir, bien lubricada y su superficie sea acetabular esférica y congruente, por lo tanto se tendrá una mínima fuerza de fricción ≈ 0.001 .

Se considerara la cabeza femoral de la prótesis de radio de 32 mm. Consideramos que la cabeza femoral hace contacto con el inserto acetabular en una región definida por un hemisferio esférico, que será nombrado inserto.

El proceso de selección de la muestra de tipo cabeza femoral e inserto acetabular, fue realizando un análisis de esfuerzos tangenciales o cizallantes que se generan por el contacto hertziano estático y los esfuerzos tangenciales debido a la fricción generada entre el inserto debido al desplazamiento relativo entre la cabeza femoral y el inserto durante el movimiento del sujeto, presentan la geometría de la prótesis total de cadera, como se muestra en el apéndice A [24].

3.1.3 Biomateriales utilizados par Metal-Polietileno

Ningún material, hasta ahora conocido, está exento de ocasionar un posible daño orgánico cuando se utiliza por periodos largos, por consiguiente, se han buscado materiales que generen menos lesiones orgánicas. Conforme a este concepto se han clasificado como bioinertes, biotolerados y bioactivos.

Los materiales metálicos presentan buenas propiedades mecánicas (resistencia, tenacidad) respecto a otros materiales como los polímeros y cerámicos. Esto hace que sean los materiales más adecuados para ciertas aplicaciones estructurales, como las prótesis articulares, placas de osteosíntesis, tornillos de fijación o implantes dentales, entre otras. La

biocompatibilidad de los metales está en función directa de la resistencia a la corrosión y la liberación de productos de disolución una vez que se implantan. Clarke estudió ampliamente este fenómeno, midiendo los potenciales característicos de algunos metales [22].

Los materiales metálicos deben presentar una buena resistencia a la corrosión ya que si se produce una reacción del metal por el ambiente hostil del cuerpo humano, además de que el implante se debilita, ocasiona una liberación de productos de corrosión a los tejidos circundantes que producen efectos no deseables. La tabla 3.1 muestra los principales materiales ingenieriles con que se fabrican los implantes protésicos [17, 22].

Tabla 3.1 Biomateriales usados para las sustituciones Protésicas [17].

	Material	Composición %	Características
Metales	Acero Inoxidable ASTM F138 (AISI 316L)	17-20 Cr, 12-14 Ni, 2-4 Mo	Sufre corrosión en el ambiente del cuerpo. Principal causa de rotura por corrosión por fatiga.
	Acero Inoxidable SAF 2507	0.03 C, 25 Cr, 7Ni, 4 Mo, 0.3 N	Mejor resistencia a la corrosión y fatiga que AISI 316L.
	CoCrMo (Vitallium™) ASTM F75	59-69 Co, 27-30 Cr, 5-7 Mo	Se usa en fabricación de prótesis articulares. Buenas propiedades mecánicas.
	CoCrMo ASTM 799	58-59 Co, 27-30 Cr, 5-7 Mo	Propiedades de resistencia a la fluencia, tensión y fatiga.
	CoCrWNi ASTM F90	45-56 Co, 19-21 Cr, 14-16 W, 9-11 Ni	Altos valores de resistencia a la fluencia y tensión.
	CoNiCrMo ASTM F592	29-38 Co, 19-21 Cr, 9-10.5 Mo, 33-37 Ni	Muy altas resistencias a la tensión y fatiga. Más ampliamente usado.
	Ti6Al4V ASTM F136	89-91 Ti, 5.5-6.5 Al, 3.5-4.5 V	Posee mejores propiedades que el titanio puro.
	Ni-Ti Nitinol™	56 Ni, 44 Ti	Excelente biocompatibilidad y alta resistencia a la corrosión.
	Cerámicos	Zircónia	ZrO ₂
Hidroxiapatita		Ca ₁₀ (PO ₄) ₆ (OH) ₂ Ca/P=10/6	Se usa como recubrimiento para prótesis de Ti6Al4V. forma un enlace directo con los tejidos óseos
Alúmina ASTM F603		99.5 Al ₂ O ₃ , 0.5 SiO ₂	Alta dureza, baja fricción y poco desgaste. Se usa en cabezas femorales.
Biovidrios Bioglass 4555		SiO ₂ , P ₂ O ₅ , CaO, Na ₂ O 45:6:24:5:24:5 % peso	Forma fuertes enlaces interfaciales con el hueso. Se usa como recubrimiento.

	Carbono	Carbono pirolítico Diamante cristalino	Excelente biocompatibilidad. Se usa como recubrimiento superficial. No disponible comercialmente.
Polímeros	Polietileno de ultra alto peso molecular (UHMWPE)	1×10^6 g/mol	Se usa para fabricar copa acetabular. Presenta alto índice de desgaste con producción de partículas.
	Polimetilmetacrilato PMMA	1.15-1.95 g/cm ³	Excelente biocompatibilidad. Se utiliza como cemento óseo.

Como se puede observar, los materiales metálicos más utilizados para prótesis están basados en aleaciones Hierro, Cobalto y Titanio. Los elementos de aleación están disueltos como soluciones sólidas y les proporcionan mejoras ante la corrosión, el desgaste o bien las propiedades mecánicas. Algunos elementos en estado puro, como el Cobalto, el Níquel o el Vanadio, son en general tóxicos y en muchas ocasiones producen reacciones alérgicas. Sin embargo, en forma de aleación, como soluciones sólidas, la cantidad de iones que se liberan en el medio fisiológico es insignificante y por tanto no representan un riesgo.

Mientras el titanio comercialmente puro tiene su aplicación principalmente en implantes dentales, el resto de aleaciones suelen utilizarse para prótesis articulares, debido a sus mejores propiedades mecánicas. En estas prótesis las aleaciones metálicas se combinan con otro tipo de materiales, poliméricos o cerámicos, como es el caso de las prótesis de cadera o rodilla. En la Tabla 3.2, los estudios clínicos han demostrado un rendimiento favorable la cual describe a modo de ejemplo algunos casos de prótesis de cadera en los cuales se combinan diferentes tipos de biomateriales [23,24].

Tabla 3.2 Combinación de diferentes tipos de materiales implantados en algunas prótesis de cadera [23,24].

DISEÑO	VÁSTAGO	CABEZA FEMORAL	COMPONENTE ACETABULAR	INSERTO
Covision	Ti6Al4V forjado	CoCrMo vaciado	Ti6Al4V forjado	UHMWPE
McKee-Farrar	CoCrMo vaciado	CoCrMo vaciado	CoCrMo vaciado	
Charnley	FeCrNiMo forjado	FeCrNiMo forjado	Polímero	
STH	Ti6Al4V forjado	Ti6Al4V forjado	Polímero	
Lord	CoCrMo vaciado	Al ₂ O ₃ sinterizado	Polímero	
Mueller-Weber-Weber-Stuehmer	CoNiCrMo forjado	Al ₂ O ₃ sinterizado	Polímero	
Boutin	Ti6Al4V forjado	Al ₂ O ₃ sinterizado	Al ₂ O ₃ sinterizado	

Las composiciones químicas, microestructuras, y las propiedades mecánicas de estas aleaciones están descritas en las normas nacionales e internacionales para garantizar un buen comportamiento a largo plazo [24,25].

La presente investigación se llevó a cabo con la prótesis no cementada de la empresa de Ortho Implantes S.A de C.V. marca Covision [24].

Las piezas elaboradas por fundición (vaciado) son materiales que no tendrán propiedades mecánicas tan elevadas como las forjadas o conformados por deformación plástica.

A continuación, la tabla 3.3 muestra las diferentes propiedades mecánicas de los diferentes materiales en diferentes estructuras.

Tabla 3.3 Propiedades mecánicas de diferentes materiales con diferentes estructuras.

MATERIAL	Punto de Cedencia (MPa)	Resistencia máxima (MPa)	Reducción de área A (%)
CoCrMo Vaciado	450	655	8
CoCrNiMo Forjado	1580	1790	8
CoCrNiMo Forjado + Recocido	276	600	50
CoCrNiMoWFe Forjado	1172	1310	12
Acero inoxidable 316L Forjado	690	860	12
Ac. Inoxidable 316L Forjado+Recocido	195	505	40
Ti6Al4V Forjado y Envejecido a 550°C	1100	1170	10 (% Elong.)

Para la presente investigación es la contribución principal en el análisis con los componentes de la prótesis compuesta por componente acetabular con encaje a presión (Press Fit) del mismo material, Inserto de polietileno de ultra alto peso molecular (PEUAPM o UHMWPE por sus siglas en ingles) y cabeza modular Cobalto-Cromo (CoCr).

La prótesis de cadera, de rodilla y hombro, se fabrican frecuentemente con aleaciones metálicas: acero inoxidable, aleaciones de cobalto cromo (Co-Cr) y aleaciones de titanio (Ti) como la Ti6Al4V (Titanio, aluminio, vanadio) [26].

Las aleaciones de Co-Cr y Ti son utilizadas para prótesis complejas o para vástagos. Para las cabezas femorales se utilizan aleaciones Co-Cr y para el inserto acetabular se utiliza polietileno de ultra alto peso molecular.

Uno de los problemas de las prótesis articuladas, es el desgaste en el par de fricción inserto-cabeza femoral lo que genera el desprendimiento de partículas producto del fenómeno abrasivo.

Así que la selección de materiales con bajo coeficiente de fricción es importante para conseguir un ajuste mecánico adecuado que garantice el deslizamiento entre los componentes articulados en presencia de lubricación sinovial y a la

vez cumpla con las sollicitaciones mecánicas de transmisión de movimiento y cargas estáticas y dinámicas.

3.1.3.1 Aleaciones Cobalto Cromo

Las aleaciones Cobalto utilizadas como biomateriales se pueden dividir en dos tipos: la aleación vaciada CoCr y las aleaciones forjadas CoNiCr. Los dos elementos básicos son el cobalto (65%) y cromo (35% en peso) que forman una solución sólida. Se añade Mo para producir un grano más pequeño que produce una mayor resistencia después de vaciar o forjar la pieza. Las aleaciones moldeadas fueron las primeras utilizadas para acetábulos de prótesis total de cadera, presentan una estructura dendrítica con precipitados $M_{23}C_6$ ($M=Cr+Mo+Co$) en los espacios interdendríticos. Estos precipitados tipo carburos en forma de bloque endurecen el material, pudiendo ser disueltos mediante tratamientos térmicos a temperaturas de 1240°.

3.1.3.2 Polietileno de Ultra Alto Peso Molecular (UHMWPE)

Si bien la introducción del polietileno de ultra alto peso molecular (UHMWPE), con buenas propiedades tales como amortiguamiento o absorción de cargas de impacto, resistencia a la fricción y a la temperatura, tienen por objeto sustituir a las aleaciones metálicas Co-Cr en el par inserto-cabeza modular, que presentan problemas como necrosis tisular a partir de las temperaturas generadas durante el movimiento, las partículas generadas durante el desgaste del UHMWP no son absorbibles por el sistema biológico, generando infección y por consiguiente dificultad de osteointegración y finalmente un posible fallo de la prótesis por desprendimiento. El desgaste del Polietileno es una de las principales causas de la falla de estos implantes. El desgaste puede ser tipo

abrasivo, por fatiga o por delaminación, Se anexa el en apéndice E las especificaciones del material [27,28].

3.2 Propiedades Mecánicas de las Aleaciones

Las propiedades de los materiales involucrados, tanto biológicos del hueso, como los biomateriales componentes de la prótesis, se muestran en la Tabla 3.4, tomados a partir de valores reportados en la literatura especializada.

Tabla. 3.4 Propiedades típicas de Tejidos biológicos del sistema y Biomateriales de las Prótesis [2].

Tejido	Módulo de Young E (GPa)	Coefficiente de Poisson
Hueso esponjoso	17	0.3
Aleación Ti (Ti6Al4V)	116	0.3
Aleación Co-Cr	220	0.3

En el apéndice se muestra el certificado de calidad donde se realizó la Inspección de la composición química de la aleación así como los resultados mecánicos para determinar la aceptación de Calidad por la Norma DIN EN 10204-3.1 utilizado por la empresa [24]. Ver Apéndice D.

3.3 Propiedades Mecánicas del Polietileno

Los componentes de implantes de cadera que se utilizarán para el desarrollo de la presente investigación son:

- Cabeza femoral CoCr
- Copa acetabular Polietileno UHMWPE

En este trabajo se analizarán los esfuerzos de contacto entre el Polietileno UHMWP y el material CoCr ya que son causantes del desgaste en el polímero y provoca un factor de aflojamiento aséptico, ya que ambos elementos articulares se encuentran influenciados por la dirección y magnitud de las fuerzas desarrolladas entre ellos, ver figura 3.4.

Por ello un decremento en el módulo de elasticidad del polímero incrementa los esfuerzos de contacto y puede resultar en aumento al desgaste. Donde se muestra en la las tablas 3.5 y 3.6 el módulo de elasticidad del Co-Cr y del Polietileno la cual muestra los resultados obtenidos de acuerdo a certificado de acuerdo a la norma ISO 5834/2 Apéndice D.

Tabla 3.5 : Propiedades típicas de tejidos biológicos del sistema y biomateriales de las prótesis [2].

Nombre	Módulo de Young E(GPa)	Poisson v
Aleación Co-Cr	220	0.3
Polietileno UHMWPE	1	0.40

Tabla 3.6 Propiedades mecánicas de polietilenos grado médico conforme ISO 5834/2 [36].

Nombre	Polietileno UHMWPE	
	Requerimientos	Resultado de Prueba
Esfuerzo a la Cedencia (MPa)	≥ 19	22.3
Esfuerzo máx al Corte (MPa)	≥ 27	59
Elongación %	≥ 300	399

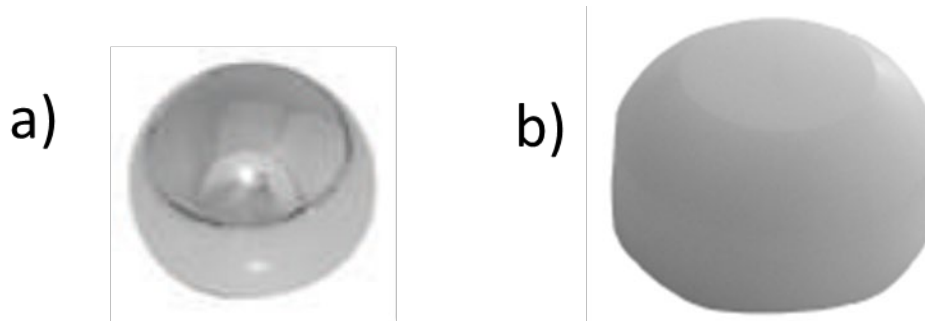


Figura 3.4 Componentes a) Cabeza femoral Co-Cr, b) Inserto acetabular Polietileno UHMWPE [24].

3.3.1 Diseños Geométricos

La modificación a los diseños de prótesis ha sido una de las estrategias más ampliamente utilizada para obtener mejores resultados en términos de estabilidad. A esto mismo se debe que exista en el mercado una diversidad de formas y de tamaños de prótesis hechas de diferentes materiales, cada una de las cuales responde a una filosofía propia y ofrece justificaciones racionales para su utilización.

Un factor importante es el tipo de prótesis utilizada, donde su geometría influye de forma decisiva en la distribución de cargas al hueso, aunque anatómicamente se restablece la función de la articulación, desde el punto de vista mecánico se conoce los factores que hacen que la cabeza femoral tenga un movimiento lateralmente en relación al inserto acetabular durante la fase de oscilación.

Existen diferentes diseños, ya anteriormente mencionadas (Charnley, Muller, Furlong, Mittlemeir, entre otros), que desde las primeras prótesis de baja fricción implantadas por Sir John Charnley en 1960, han buscado minimizar este efecto y además contemplar otros que influyen en el éxito del implante como los referentes a los materiales utilizados.

Los diversos modelos que se emplean en nuestro país. Son analizados por cirujanos ortopédicos especializados en el ramo de la traumatología para su aprobación:

1. Geometría básica específica
2. Tipo y cantidad de recubrimiento o su ausencia.
3. Longitud de vástago
4. Uso o no de collar
5. Claves mecánicas de estabilidad antirotatoria
6. Diversos tamaños de cabezas
7. Diversas longitudes de cuello y dimensiones del cono cuando la prótesis es modular
8. Características específicas en cuanto a la distancia entre el centro de rotación de la cabeza femoral y el eje longitudinal del fémur (offset).
9. Empleo de materiales biocompatibles.

El diseño también debe ofrecer ciertas características de flexibilidad técnica, Las más importantes son:

- Facilidad de inserción y de extracción
- Facilidad para el control de la ante versión y alineación y alineación del implante
- Posibilidad de ajustar la longitud del brazo de palanca de los abductores (offset)
- Facilidad en los ajustes de la longitud de la extremidad
- Disponibilidad para la obtención de tamaños adecuados
- Posibilidad de adaptación a los diversos radios de curvatura de la región metafisiaria medial del fémur.

Sin embargo, no todos los modelos hoy disponibles cumplen con los requisitos básicos que se exige el diseño protésico, ver figura 3.5 [25].



Figura 3.5 Diferentes diseños de Implantes de Prótesis de Cadera [24].

La geometría utilizada en el sistema de prótesis de cadera esta lo siguiente: compuesta de Copa Acetabular, Inserto, Cabeza Femoral y Vástago Femoral proporcionada por la Empresa Ortho Implantes de marca Covision, como se muestra en la tabla 3.7. Ver Apéndice A.

Tabla 3.7 Componentes y Medidas del implante de cadera [24].

Componente		Medidas	Material
1	Vástago No Cementado Press Fit	5 mm a 20 mm	Titanio
2	Componente acetabular (Encaje a presión Press Fit)	42 mm a 64 mm	Titanio
3	Inserto (UHMWPE)	45 mm	Polietileno
4	Cabeza Femoralr	32 mm	Cobalto Cromo

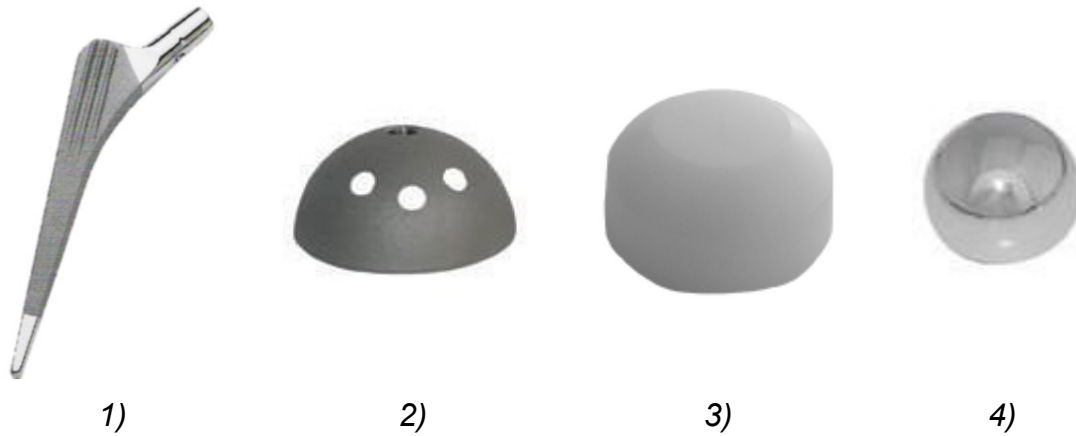


Figura 3.6 Diseños de muestras de piezas fabricadas de Implantes de Prótesis de Cadera 1) Vastago, 2) copa acetabular, 3) inserto acetabular y 4) cabeza femoral [24].

En el presenta trabajo se analizó un sistema de cadera total disponible comercialmente, que consiste en una copa acetabular metálica, inserto de polietileno UHMWPE y cabeza femoral metálica como se muestra en la figura 3.7, Los diámetros utilizados para esta investigación fueron para la cabeza femoral diámetro de 32 mm y para el inserto de polietileno de 45 mm externo e interno de 32 mm [23,24].

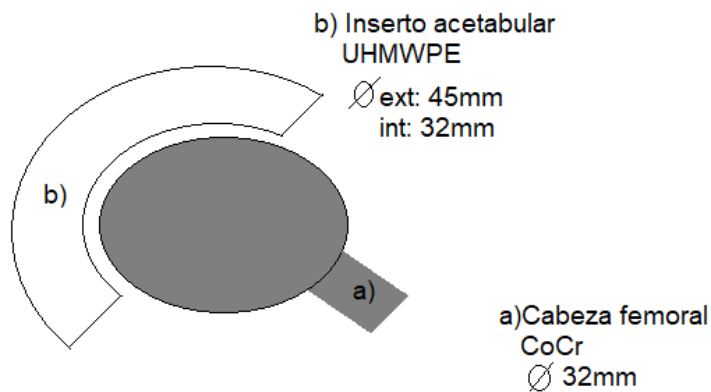


Figura 3.7 Muestra esquemática la alineación de los componentes [24].

La rotación del inserto acetabular está totalmente restringida, mientras que la traslación se restringía para garantizar que la cabeza femoral solo pudiera moverse a lo largo de las direcciones de carga.

La restricción del inserto se muestra en el posicionamiento final o la restricción de la cabeza dentro de la copa se controla mediante una combinación de las fuerzas de los tejidos blandos y la restricción de la copa sobre la cabeza femoral [28].

3.3.2 Esfuerzos generados en el par Metal-Polietileno

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

De una forma sintetizada se puede expresar la doble relación:

$$F_{\text{músculos}} + F_{\text{ligamentos}} + F_{\text{hueso}} = F_{\text{global}} + M_{\text{global}} = F_{\text{gravedad}} + F_{\text{contacto}} + F_{\text{inercia}} \quad (1)$$

El análisis de esfuerzos más simple de la articulación de la cadera es el realizado durante la bipedestación simétrica. En base a los datos antropométricos y 28 másicos del trabajo clásico de Braune y Fischer [29], para

un sujeto de 75.0 kg de peso y 1.70 m de altura, la masa del tronco, cabeza y miembros superiores iguales a 51.0 kg es soportado equitativamente por las dos mitades de la cadera, originando un estado de esfuerzos en las mismas, equivalente a una fuerza R de 25.5 kg más un momento M indeterminado, como efectivamente podemos percibir si nos colocamos en posición de bipedestación simétrica y realizamos una contracción isométrica de intensidad variable, ver figura 3.8.

La anterior indeterminación es sin duda debida al reparto de cargas entre 2 complejos articulares simétricos capaces de soportar fuerzas y momentos.

Lo que también es cierto es que, si adoptamos esta posición intentando relajar al máximo la musculatura de la cadera, el momento M en el plano frontal será despreciable. Adicionalmente, si efectuamos de forma consciente una contracción voluntaria en una de las mitades de la cadera, en esta posición simétrica, de forma que la misma se encuentre sometida a un momento, la cadera contralateral, aún de forma involuntaria, se verá sometida a un momento de la misma magnitud y de sentido opuesto, para mantener el equilibrio.

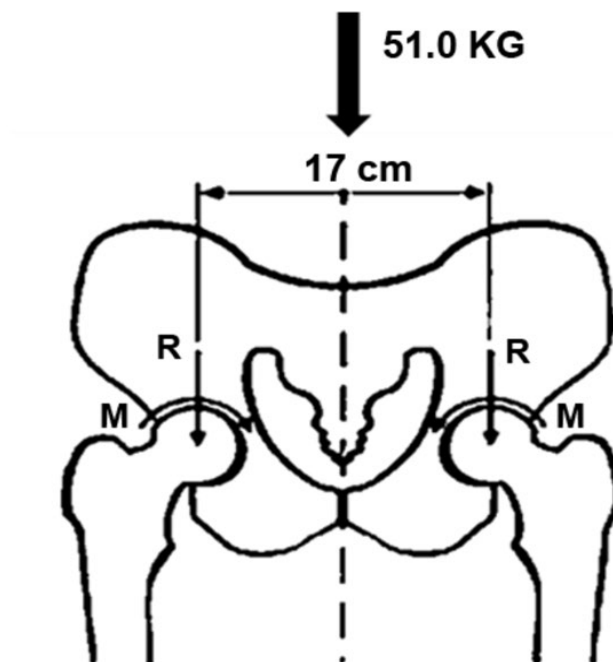


Figura 3.8 Posición simétrica de la cadera, sometida a un momento [29,30].

Ahora, si la carga de la parte superior del cuerpo, es soportada por una sola pierna, se genera un momento M diferente en cada articulación. Si la persona se encuentra en posición estática, pero con un solo pie de apoyo ver figura 3.9, la cadera de apoyo se ve sometida al peso de todo el cuerpo menos el del miembro inferior en apoyo (63.1 kg). Además, dicha fuerza actúa sobre el centro de gravedad de la porción del cuerpo soportado por la cadera, cuya localización dependerá de la posición que el sujeto adopte. En el plano frontal, en particular, generalmente se adoptan posiciones de equilibrio cuando el sujeto está parado, de forma que se sitúa dicho centro de gravedad en la vertical de la cadera, para que el momento generado por esta fuerza sea nulo.

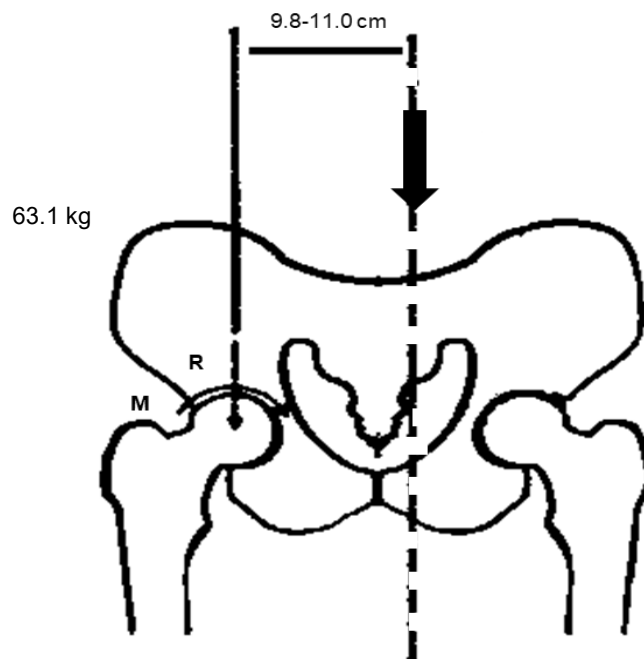


Figura 3.9 Posición asimétrica de la cadera, sometida en una sola pierna [30].

Adicionalmente, se tiende a alinear el centro de gravedad con el centro de la cadera y con la planta del pie, ya que la capacidad de la planta del pie para soportar momentos es muy reducida. Sin embargo, durante la marcha, al mantener posiciones dinámicas que se ven rápidamente equilibradas por el apoyo futuro del miembro inferior contra-lateral, no se efectúan estos equilibrios en el plano frontal y, de forma aproximada, el peso corporal actúa a una distancia entre 9.8 y 11.0 cm [29] respecto del centro de la articulación en el plano frontal, lo que supone que la cadera está sometida a un momento aductor entre 620 y 694 kg-cm. Estos cálculos sencillos, obviamente se refieren a posiciones estáticas ya que no se ha tomado en consideración las fuerzas de inercia en el plano frontal.

Los esfuerzos tangenciales o cizallantes tienen dos orígenes. Los esfuerzos cizallantes que se generan por el contacto hertziano estático y los esfuerzos tangenciales debido a la fricción generada en el inserto acetabular y al desplazamiento relativo entre la cabeza femoral y el inserto acetabular durante el movimiento de la persona [31].

En personas sanas, con relaciones de esfericidad entre la cabeza femoral y el inserto acetabular representan la relación entre la fuerza de fricción y la carga por ende son muy cercanas o congruentes dado que los factores como el estado de las superficies, la rugosidad, con buena lubricación articular y una buena carga determinada, se pueden considerar los esfuerzos tangenciales debido a la fricción como nulos. Shrive et.al. [33], han encontrado valores de coeficientes de fricción cinético en esas condiciones en el orden de 0.001.

Considerando las premisas antes mencionados, ahora consideramos un sistema de coordenadas esférico, con origen en el centro de la esfera femoral, como se muestra en la figura 3.10.

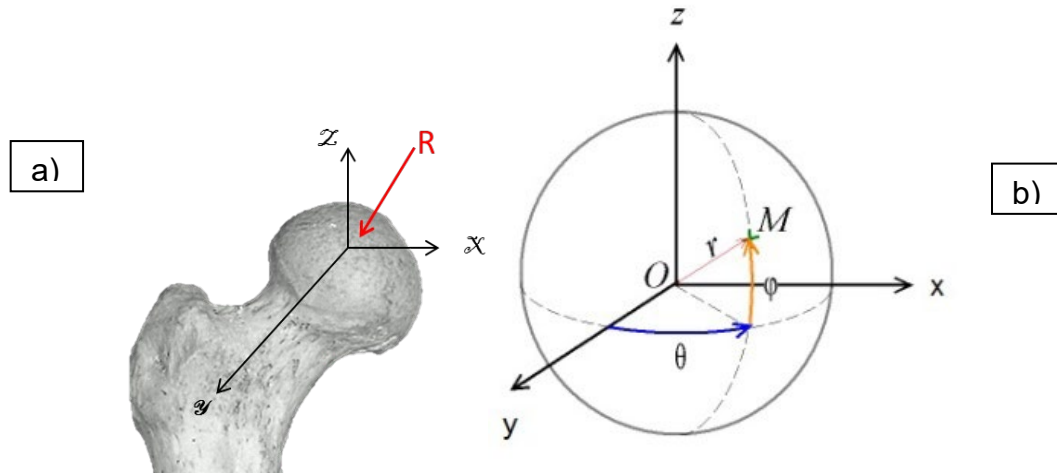


Figura 3.10 a) Sistema de cartesiano esférico con origen en el centro de la cabeza femoral b) Simplificación del sistema de coordenadas esféricas [33].

Así, cualquier punto del inserto acetabular puede definirse por un vector r con magnitud igual al radio de la cabeza femoral y por los ángulos θ y ϕ con respecto a los planos sagital y transversal.

Similar al sistema cartesiano esférico de la figura 3.10 y el eje z es la vertical, el eje X es lateral medial y eje Y es anterior posterior.

De esta forma, cualquier punto del inserto acetabular esférico puede ser representador por:

$$r = (r \cos\phi \operatorname{Sen}\theta, r \operatorname{Sen}\phi \operatorname{Sen}\theta, r \cos\theta) \quad (2)$$

Donde

- r = es el radio del centro al punto en el inserto y
- ϕ = ángulo azimuthal.
- θ = ángulo polar.

Se menciona en la figura 3.10, el vector R, como la fuerza resultante actuando sobre el centro de la cabeza femoral, podemos con el el vector R en coordenadas polares de la figura 3.11, Así que,

$$R = (R \text{ Sen}\vartheta_R \text{ cos}\varphi_R, R \text{ Sen}\vartheta_R \text{ Sen}\varphi_R, R \text{ cos}\vartheta_R) \quad (3)$$

Donde

- R= magnitud de la resultante de la cadera.
- φ_R = ángulo de rotación de la dirección de la fuerza (plano horizontal)
- ϑ_R = inclinación de la dirección de la resultante con respecto al eje vertical.

El esfuerzo de contacto sobre un diferencial de área del inserto acetabular, será la integral sobre el área de contacto S que soporta la carga R, así

$$R = \int_S \rho \, dS \quad (4)$$

Donde

- $dS = (\text{Sen}\vartheta \text{ cos}\varphi, \text{Sen}\vartheta \text{ Sen}\varphi, \text{cos}\vartheta) r^2 \text{ Sen}\vartheta \, d\vartheta d\varphi$

Dado que el esfuerzo radial sobre la superficie del inserto acetabular es proporcional a la deformación radial de la capa de cartílago, el componente radial del esfuerzo p es proporcional al coseno del ángulo con el vector esfuerzo perpendicular ρ_0 .

$$P = \rho_0 \text{ Cos } \gamma \quad (5)$$

El coseno del ángulo γ puede ser escrito como sigue:

$$\cos \gamma = \text{Sen } \Theta \text{ Sen } \vartheta \text{ Cos } \Phi \text{ Cos } \varphi + \text{Sen } \Theta \text{ Sen } \vartheta \text{ Sen } \Phi \text{ Sen } \varphi + \text{Cos } \vartheta \text{ Cos } \Theta, \quad (6)$$

Dado, que el ángulo polar Θ determina el desplazamiento angular del vector esfuerzo del eje vertical, mientras que el ángulo azimutal Φ describe el desplazamiento angular del vector esfuerzo en el plano horizontal a partir del eje x.

El área S donde actúa la carga o peso R es una sección de la cabeza femoral que estará limitada tanto por la geometría acetabular como la posición del vector esfuerzo.

El límite lateral de esa sección de la cabeza femoral puede ser determinado por la intersección de la esfera con un plano que pasa a través del centro de la esfera y con una inclinación dada por el ángulo ϑ_{CE} máximo con respecto a la vertical

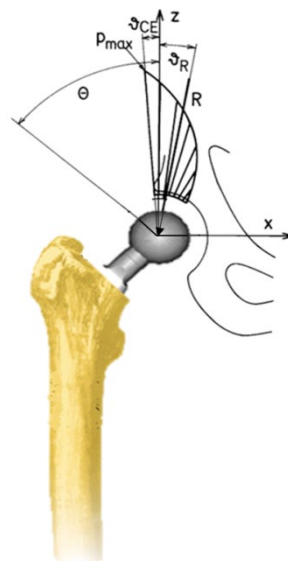


Figura 3.11 Esfuerzos de la cabeza femoral de contacto donde actúan los esfuerzos [33].

En la figura 3.11 muestra el perfil del valor del esfuerzo máximo Pmax. Cuando el ángulo ϑ_R tiende a ser pequeño, el valor de Pmax se incrementa conforme ϑ_{CE} disminuye.

La distribución de los esfuerzos de contacto en la cabeza femoral y la copa acetabular desde el eje x hasta el valor del ángulo ϑ_{CE} , se pueden calcular resolviendo los tres componentes vectoriales de la ecuación 7 tomando en cuenta las ecuaciones 5 y 6 por mecánica de contacto Hertziano de tal forma que el ángulo φ está definido por:

$$\Phi = \varphi R \pm \pi \quad (7)$$

$$P_o = \frac{3R}{2r^2} \cos(\vartheta_R + \theta) / \left(\pi \pm \left[\frac{\pi}{2} - \vartheta_{CE} + \theta - \frac{1}{2} \text{Sen}(2 * \vartheta_{CE} - \theta) \right] \right) \dots (8)$$

ó

$$P_{max} = \frac{3R}{2\pi r^2}$$

El valor de Po de la ecuación 8 puede calcularse y su distribución dependerá de la magnitud de los valores de los ángulos φR y ϑ_{CE} , ver figura 3.12.

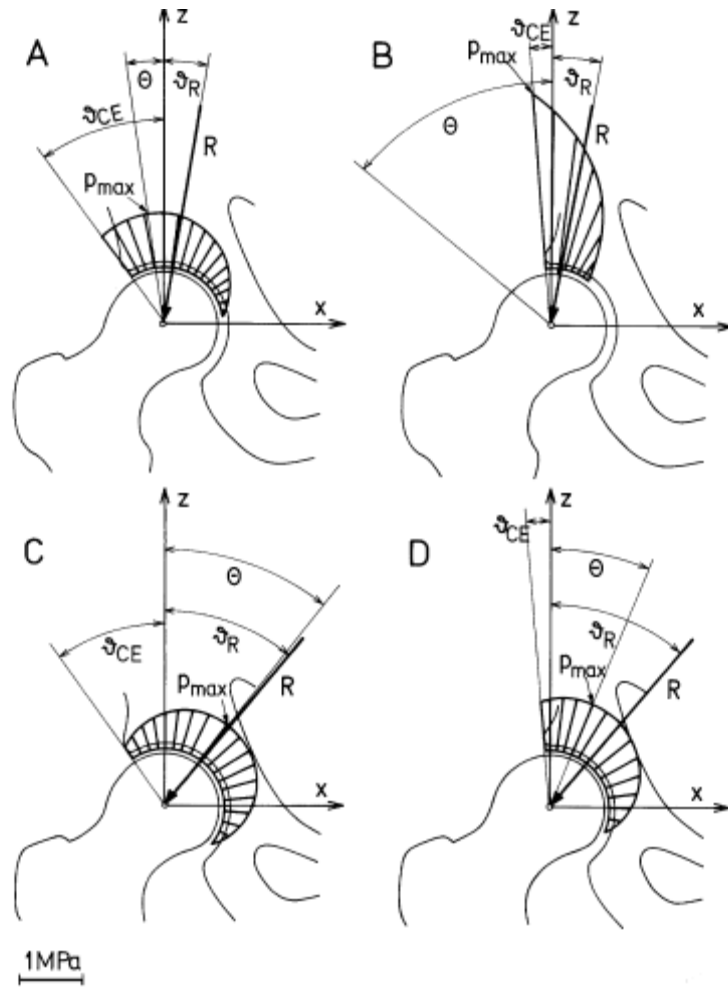


Figura 3.12 El ángulo θ está dentro de intervalo de $\varphi_R < \theta < \varphi_{CE}$ (fig A) la distribución de los esfuerzos es relativamente simétrica y los valores de P_{max} son bajos [33].

Sin embargo, si el ángulo θ es mayor a φ_R y φ_{CE} , (fig B) la distribución de esfuerzo es muy asimétrica y el valor de P_{max} es muy alto, ver figura 3.15 B.

Desde el punto de vista morfo-fisiológico (estructura y función), encontramos algunas explicaciones válidas en la Ciencia de Resistencia de Materiales (específicamente en Biomateriales), que considera los huesos largos similares a columnas que no fallan, en general, porque se aplastan bajo la presión que soportan, más bien lo hacen porque las fuerzas aplicadas sobre ellas no están simétricamente distribuidas o perfectamente centradas, generando un

fenómeno de pandeo donde se combinan fuerzas de tracción y compresión que pueden exceder la resistencia del hueso.

3.4 Cargas Aplicadas

Las fuerzas que actúan en la articulación coxofemoral de la cadera son representadas como el peso total del cuerpo. Momento en el cual el peso encuentra el centro de gravedad posterior al eje de la articulación de la cadera. La carga sobre expuesta actúa en la dirección vertical de la cabeza del fémur en ambas extremidades, donde los músculos situados alrededor de la cadera están relativamente inactivos. El centro de gravedad del cuerpo humano se localiza en la segunda vertebra sacra (S2) y durante la marcha se eleva y al realizar un una desaceleración es descende, y posteriormente si se da otro paso sube nuevamente el centro de gravedad.

El enfoque del presente estudio será en posición estática y es parte de esta posición para realizar las cargas aplicadas en un implante, cómo se muestra en la figura 3.13.

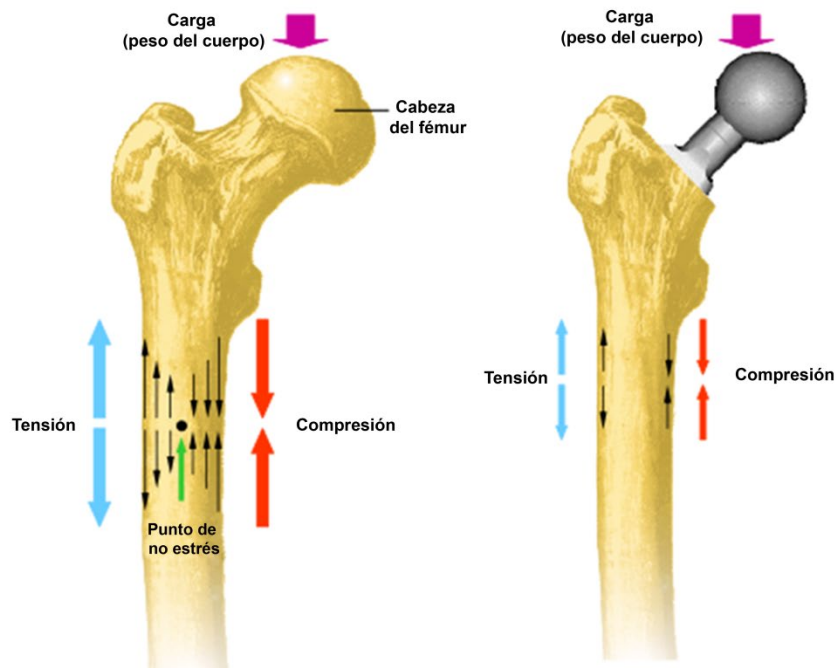


Figura 3.13 Comportamiento de Fuerzas tanto en hueso como en el implante [34].

El ángulo de contacto de las superficies deslizantes es un factor importante para reducir el desgaste por adhesión, así como para la lubricación de las superficies y prevenir la abrasión.

Un modelo esquemático para representar las fuerzas en la cadera, como un brazo de palanca, el cual se extiende desde el centro de gravedad del cuerpo hasta el centro de la cabeza femoral, se muestra en la Fig 3.14.

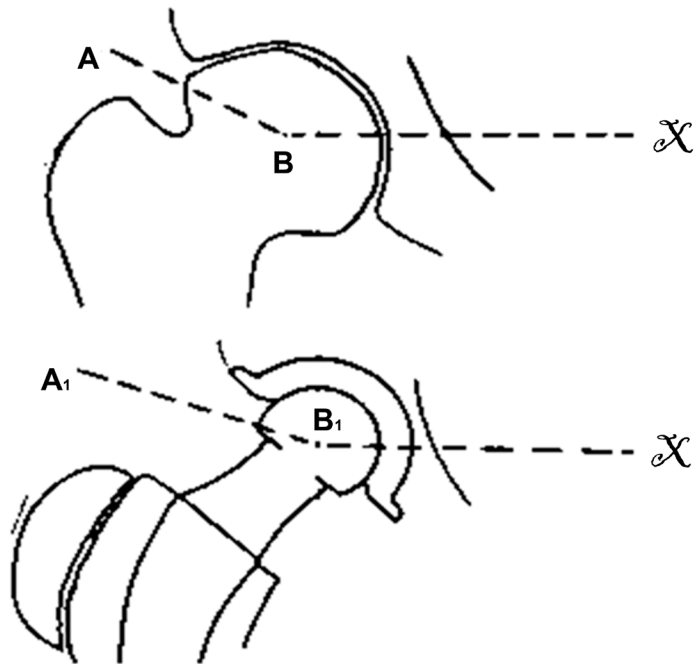


Figura 3.14 Brazo de palanca que actúa en la articulación coxofemoral y en el implante protésico [35].

3.4.1 Determinación de las cargas presentes

En la presente investigación se determinan los puntos claves en la cadera en posición estática, para lo cual se hace uso de diagramas de cuerpo libre de las fuerzas actuantes en el sistema protésico.

Se analizan las fuerzas actuantes sobre la articulación y de ahí partimos para la realización de las fuerzas en el implante protésico. Como se muestra en la figura 3.15.

Con el apoyo de los cirujanos ortopédicos del área ortopedia del Hospital de Traumatología, se determinó que el promedio de pacientes presentan una edad de 60 años, un peso de 87 kg y 1,60 m de estatura. Esta información es útil para poder efectuar el análisis de los segmentos corporales en el análisis, a fin de determinar la carga que soporta la cabeza femoral sin embargo es importante hacer notar que cada paciente presenta una morfología distinta. Para determinar las cargas que actúan en la cabeza femoral, se asume que la persona se encuentre apoyada sobre los dos miembros (estática), se resta un valor de 31.2% del peso del cuerpo, que corresponde al peso de los miembros inferiores, considerando solamente un porcentaje de 68.8% del peso corporal, el cual se encuentra localizado en la parte anterior a la segunda vértebra sacra (S2).

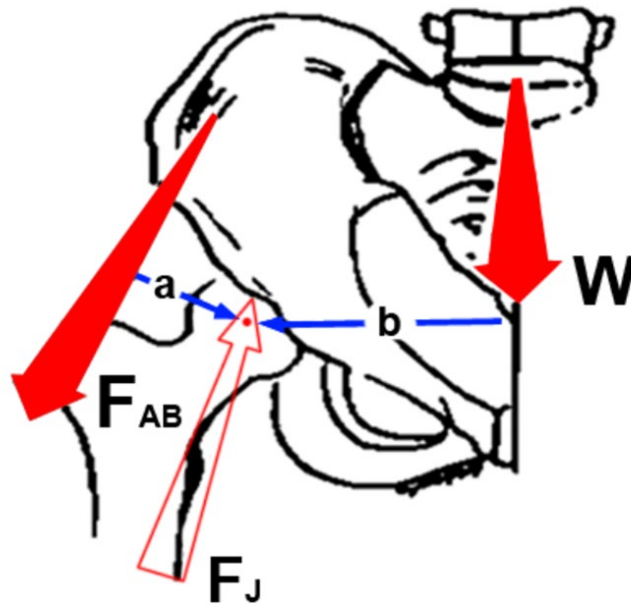


Figura 3.15 Fuerzas actuantes sobre la articulación coxofemoral [35].

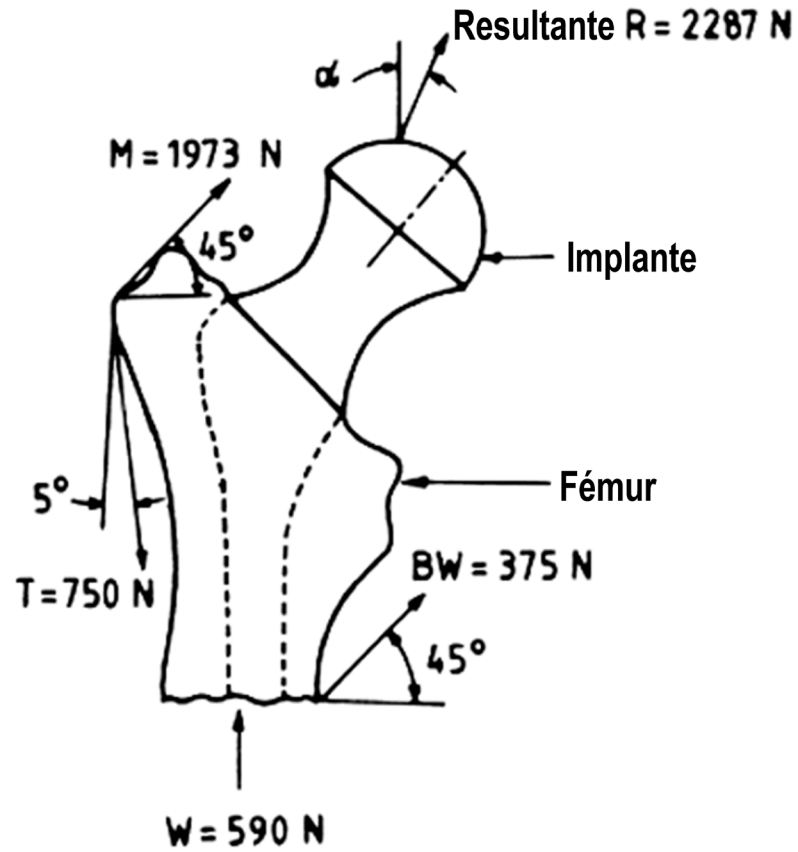


Figura 3.16 Diagrama de cuerpo libre que actúan en un punto del implante protésico [14].

El primer paso de la investigación es estudiar el estado estático de acuerdo con una carga de compresión, en la figura se 3.16 muestra la dirección de la fuerza principal y sus componentes, lo cual se simplifica a un sistema de dos dimensiones para el análisis.

3.4.2 Diagramas de cuerpo libre de cargas presentes en el Implante.

Para determinar la correcta carga en el implante se realizan los diagramas de cuerpo libre de los componentes; cabeza modular y copa acetabular para conocer los esfuerzos generados a partir de una posición estática, ver figuras 3.17 y 3.18 Los resultados que esperamos son determinar los niveles de concentración de esfuerzos de acuerdo a los diferentes ángulos de colocación de la copa acetabular ya que afecta en el desempeño óptimo del implante tal como el desgaste presentado en dicho material, y que a su vez sirva como información técnica para los departamentos de las Unidades Médicas en Traumatología y Ortopedia.

Tomando en cuenta las fuerzas externas y efectivas en todo el sistema en el que está compuesta, para determinar mediante un modelo matemático que va a influir en la posición en la que se deja la copa y conocer la carga presentada y su fricción en dicho ángulo, con el fin de ayudar a incrementar la vida útil de este tipo de prótesis

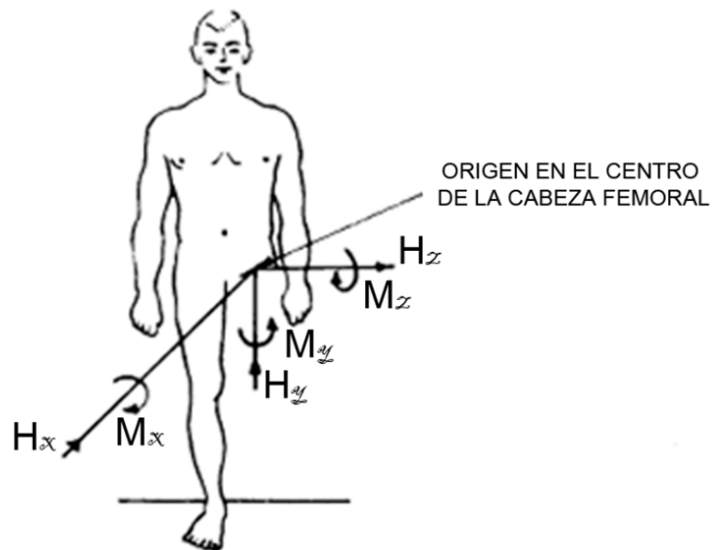


Figura 3.17 Ejemplo de diagrama de cuerpo libre de fuerzas que actúan en la sección de la cadera [36].

3.4.3 Análisis de fuerzas.

A partir de la distribución de cargas derivada del análisis del sistema que comprende la extremidad inferior, se puede plantear el análisis biomecánico correspondiente al sistema coxofemoral. Tal como se ilustra en la figura 3.19. También, se tendría que agregar el peso de todo el miembro a través de su centro de gravedad, los componentes en X y Y de la reacción de la cadera, la fuerza muscular sobre el trocánter mayor (M), y la fuerza que actúa en un ángulo de 71° con la horizontal.

El resultado indica que la fuerza M tiene una magnitud de 931.95 N (95 kg) y la fuerza J de $1,787.44\text{ N}$ (182.206 kg). La fuerza J es la carga ejercida por el cuerpo sobre la cabeza femoral y se encuentra actuando a un ángulo de 80.42° .

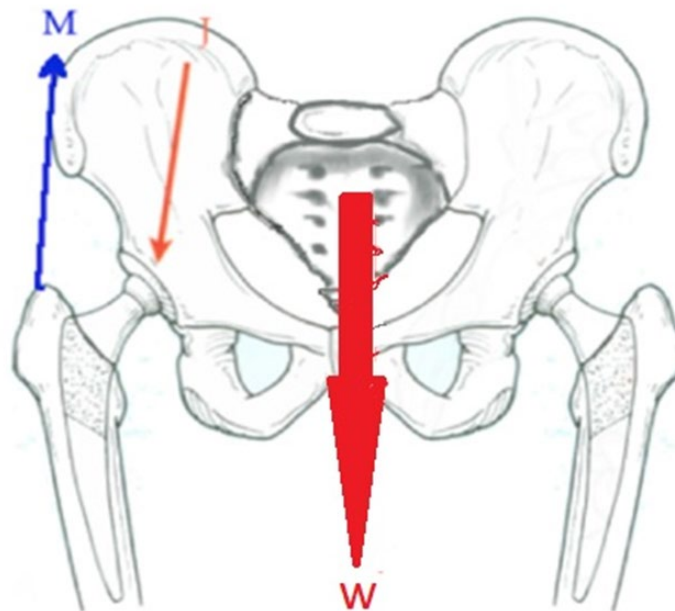


Figura 3.19 Diagrama con las principales fuerzas que actúan en la cadera [37].

Al realizar el diagrama de cuerpo libre donde actúan las fuerzas se generan y se resuelven las ecuaciones. En primera instancia las fuerzas ejercidas por los músculos abductores M, para posteriormente encontrarse con los componentes X,y de la reacción de la cadera.

$$\leftarrow + \sum F_x = 0$$

$$M \cos 71^\circ - J_x = 0 \quad (9)$$

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

$$M \sin 71^\circ - J_y - W - 0,156W = 0 \quad (10)$$

$$\sum M_A = 0$$

$$6.8J_y + 9,36(10) - (60 \times 17,5) = 0 \quad (11)$$

$$6.8 J_y + 93.6 - 1050 = 0$$

$$6.8 J_y = 956.4$$

$$J_y = 140.64 \text{ kg}$$

La fuerza del componente y en la cadera es de 140.64 kg. Que se emplea para calcular la fuerza M ejercida por los músculos abductores, obteniéndose M= 95 kg. Posteriormente si sustituimos la fuerza M en la ecuación (1), que el componente X de dicha carga en la cabeza femoral, al cual es $J_x = 30.98$. Realizamos la suma de los componentes obtenemos el valor de J= 182.206 kg que es la carga ejercida por el cuerpo sobre la cabeza femoral y se encuentra actuando en un ángulo de 80.42°.

Donde el diagrama de la fuerza ejercida por el musculo abductor y la reacción en la cadera se muestra en la figura 3.20.

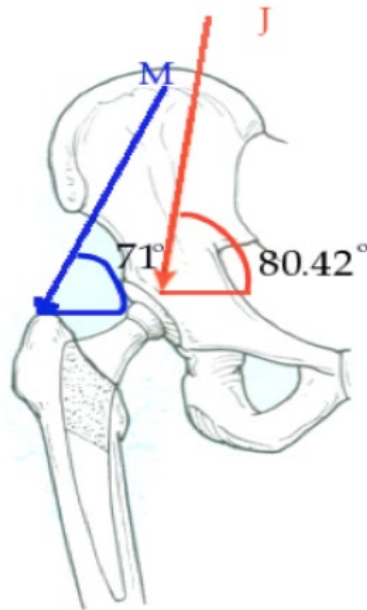


Figura 3.20. Diagrama esquemático del vector resultante de los componentes M y J [37].

Se determina el eje de las abscisas, la componente de la fuerza es de 30.98 kg. En el caso del eje de las ordenadas, la componente tiene una magnitud de 140.64 kg. Donde es conocido el vector resultante de las dos componentes de 182.206 kg a un ángulo de 80.42° , el cual es cerca de 3 veces el peso corporal, por lo que se considera un resultado aceptable.

3.5 Aplicación de la ley de Hooke

A partir del principio de los trabajos mostrados en la literatura, en este estudio se establece un análisis lineal estático, relacionando las fuerzas externas e internas, tensiones y deformaciones.

Una forma común de anisotropía es la que presentan los materiales elásticos ortotrópico en los que el comportamiento elástico queda caracterizado por una serie de constantes elásticas asociadas a tres direcciones mutuamente perpendiculares. El ejemplo más conocido de material ortotrópico es la madera que presenta valores diferentes del módulo de elasticidad en dirección longitudinal a lo largo de la fibra, tangencialmente a los anillos de crecimiento y perpendicularmente a los anillos de crecimiento.

El comportamiento elástico de un material ortotrópico queda caracterizado por nueve constantes independientes: 3 módulos de elasticidad longitudinal (E_x , E_y , E_z), 3 módulos de rigidez (G_{xy} , G_{yz} , G_{zx}) y 3 coeficientes de Poisson (ν_{xy} , ν_{yz} , ν_{zx}). Para un material ortotrópico la relación entre las componentes del tensor tensión y las componentes del tensor deformación están dadas por la matriz:

$$\begin{pmatrix} \epsilon_{xx} \\ \epsilon_{yy} \\ \epsilon_{zz} \\ \epsilon_{xy} \\ \epsilon_{xz} \\ \epsilon_{yz} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \frac{1}{E_x} & -\frac{\nu_{yx}}{E_y} & -\frac{\nu_{zx}}{E_z} & & & \\ -\frac{\nu_{xy}}{E_x} & \frac{1}{E_y} & & & & \\ -\frac{\nu_{xz}}{E_x} & -\frac{\nu_{yz}}{E_y} & \frac{1}{E_z} & & & \\ & & & \frac{1}{2G_{xy}} & 0 & 0 \\ & & & 0 & \frac{1}{2G_{xz}} & 0 \\ & & & 0 & 0 & \frac{1}{2G_{yz}} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \sigma_{xx} \\ \sigma_{yy} \\ \sigma_{zz} \\ \sigma_{xy} \\ \sigma_{xz} \\ \sigma_{yz} \end{pmatrix}$$

Donde

$$\frac{\nu_{yx}}{E_y} = \frac{\nu_{xy}}{E_x} \quad \frac{\nu_{zx}}{E_z} = \frac{\nu_{xz}}{E_x} \quad \frac{\nu_{yz}}{E_y} = \frac{\nu_{zy}}{E_z} \quad (12)$$

Como puede verse las componentes que gobiernan el alargamiento y las que gobiernan la distorsión están desacopladas, lo cual significa que en general es posible producir alargamientos en torno a un punto sin provocar distorsiones y viceversa. Las ecuaciones inversas que dan las deformaciones en función de las tensiones toman una forma más complicada:

La matriz anterior, que representa al tensor de rigidez, es simétrica Y pueden acomodarse siguiendo las relaciones de simetría:

$$\frac{V_{yx}+V_{yz}+V_{zx}}{E_y E_z \Delta} = \frac{V_{xy}+V_{xz}+V_{zy}}{E_x E_z \Delta} \quad (13)$$

$$\frac{V_{zx}+V_{zy}V_{yx}}{E_y E_z \Delta} = \frac{V_{xz}+V_{xy}V_{yz}}{E_x E_y \Delta} \quad (14)$$

$$\frac{V_{zy}+V_{zx}V_{xy}}{E_x E_z \Delta} = \frac{V_{yz}+V_{yx}V_{xz}}{E_x E_y \Delta} \quad (15)$$

3.6 Materiales Transversalmente Isótropos

Un caso particular de material ortotrópico es el de los materiales transversalmente isótropos en los que existe una dirección preferente o longitudinal y todas las secciones perpendiculares a la misma son mecánicamente equivalentes. Así, en cualquier sección transversal a la dirección diferente habrá isotropía y el número de constantes elásticas independientes necesarias para caracterizar dicho material será 5 y no 9, como en el caso de un material ortotrópico general.

Las cinco constantes independientes serán: 2 módulos de elasticidad, longitudinal y transversal (E_L , E_t), 1 módulo de rigidez (G_t) y 2 coeficientes de Poisson (ν_L , ν_{Lt}). Estas constantes se relacionan con las demás constantes generales de un material ortotrópico mediante las siguientes relaciones para regular todos los desplazamientos.

$$\left\{ \begin{array}{ll} E_y = E_L & E_x = E_z = E_t \\ G_{xz} = \frac{E_t}{2(1+\nu_t)} & G_{zy} = G_{xy} = G_t \\ V_{yz} = V_{zy} = V_t & V_{xz} = V_{zy} = V_{tL} \end{array} \right. \quad (16)$$

Para un material isotrópico elástico lineal, el módulo de elasticidad transversal está relacionado con el módulo de Young y el coeficiente de Poisson mediante la relación:

$$G = \frac{E}{2(1+\nu)} = \frac{\tau_{ij}}{2\varepsilon_{ij}} \quad (17)$$

Dónde:

- G = es el módulo de rigidez
- E = es el módulo de elasticidad longitudinal o módulo de Young.
- ν = es el coeficiente de Poisson.
- $\tau_{ij} \varepsilon_{ij}$ = son respectivamente la tensión tangencial y la deformación tangencial sobre el plano formado por los ejes X_i y X_j .

3.7 Mecánica de medio continuo

Las relaciones de esfuerzo y deformación, desde un punto de vista macroscópico y considerando un medio continuo y homogéneo. Pueden ser analizadas en las condiciones de equilibrio que existen entre las fuerzas

externas que se aplica a un sólido y las fuerzas internas que se oponen a la acción de estas.

Se aplica un modelo matemático que representa los esfuerzos, deformaciones y las condiciones de esfuerzos máximos. Una de las variables es la determinación de la correcta orientación del componente acetabular.

El propósito de la implantación de la cabeza femoral es asegurar su fijación en una posición que provea una estabilidad de la cadera y evite el pinzamiento, combinada con una correcta ante versión la correcta orientación del componente acetabular apunta hacia una inclinación entre 40° y 50° con una ante versión de 15° para obtener un rango de flexión de 110° o mayor.

El principio de que la inclinación debe ser menor de 45° en la preparación de la copa acetabular para la implantación de la artroplastia total de cadera mientras estudios actuales indican que la inclinación de la copa acetabular debe ser de 45° o menor debido a que una inclinación mayor está directamente relacionada con un desgaste acelerado y luxación.

Debido a lo anterior, se propone analizar la formación, magnitud, distribución y posición de los esfuerzos mínimos cortantes. Se iniciará con el estado de tensión compresil en condiciones estáticas tal como se muestra en la figura 3.21.

En esta figura se muestra la carga principal (**P**) en sus componentes **Pz** (Vertical) y **Py** (horizontal). Se simplifica el estudio a un sistema en 2 dimensiones donde **Px** se considera 0.

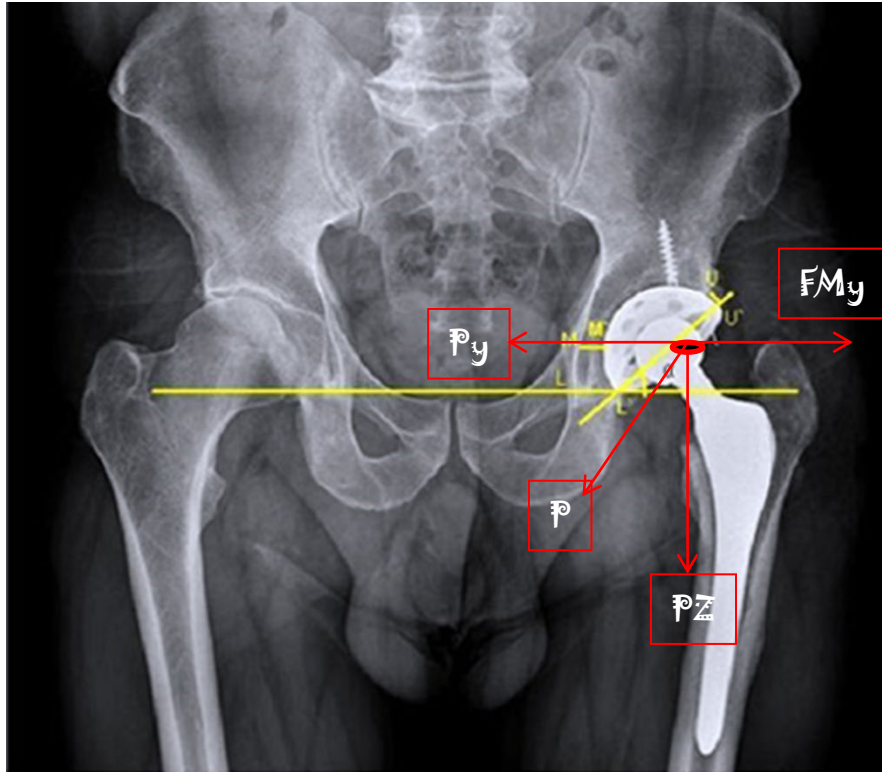


Figura 3.21 Representación esquemática de las fuerzas actuantes en el implante: (\mathbf{P}) en sus componentes \mathbf{P}_z (Vertical) y \mathbf{P}_y (horizontal). Se simplifica el estudio a un sistema en 2 dimensiones donde \mathbf{P}_x se considera 0 [37].

La fuerza ejercida FMy es la fuerza por el tejido muscular para mantener el equilibrio o la estabilidad mecánica, de tal forma que:

$$\mathbf{P}_y = -FMy \quad (18)$$

Para el estudio en 3 dimensiones, el estado de esfuerzos es dado por el siguiente tensor:

$$\begin{pmatrix} \sigma_{xx} & \tau_{xy} & \tau_{xz} \\ \tau_{yx} & \sigma_{yy} & \tau_{yz} \\ \tau_{zx} & \tau_{zy} & \sigma_{zz} \end{pmatrix} \quad (19)$$

Para el estudio de 2 dimensiones es:

$$\begin{pmatrix} \tau_{xy} & \tau_{xz} \\ \sigma_{yy} & \tau_{yz} \\ \tau_{zx} & \sigma_{zz} \end{pmatrix} \quad (20)$$

De este arreglo, es claro que existen 6 componentes cartesianas. Donde σ_{yy}, σ_{zz} son los esfuerzos en dirección de **(y)** **(z)** respectivamente; y

$\tau_{xy}, \tau_{xz}, \tau_{yz}$ y τ_{zx} son los esfuerzos cizallantes.

Y estos esfuerzos pueden ser representados esquemáticamente en la figura 3.22.

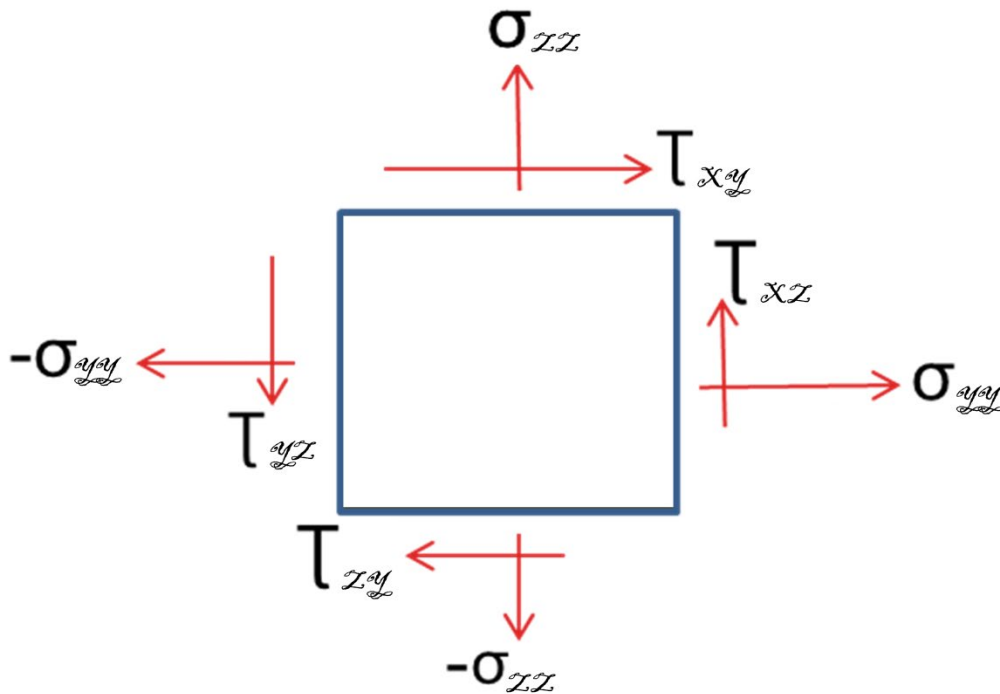


Figura 3.22 Representación esquemática de los esfuerzos en dos dimensiones.

En un punto de interés dentro del cuerpo en contacto a analizar, la magnitud y dirección del esfuerzo resultante Tn

Depende de la orientación del plano que contenga al área de contacto

$$TnyA - \sigma_{yy}A \cos(n, y) - \tau_{xy}A \cos(n, y) - \tau_{zt}A \cos(n, z) + F_y \left(\frac{1}{3} hA \right) = 0 \quad (21)$$

Dónde:

- h : distancia del punto de estudio al plano del área de contacto.
- A : Área de contacto.
- F_y : Fuerza de contacto en dirección y .
- Tn_y : esfuerzo de contacto en dirección de y .

La cobertura por el hueso es importante para evitar el pinzamiento del cuello de metal contra el polietileno o el anillo de metal de la cúpula. Una segunda opción de mantener el centro de rotación y proporcionar una cobertura de la cúpula es aumentar la inclinación de la cúpula a más de 45°. El cirujano puede cambiar el centro de rotación del acetábulo para obtener una óptima inclinación y cobertura, no obstante la implicación clínica de estos estudios es que para proporcionar una correcta inclinación con cobertura ósea el centro de rotación debe ser trasladado medial y superiormente, maniobra técnica puede ser realizada de forma segura sin que implique un incremento de la incidencia del efecto adverso de desgaste, sin embargo no se disminuye distancia del centro del cuerpo hacia el centro de la cabeza e influye en las cargas de los Aductores.

3.8 Esfuerzos Principales

Los esfuerzos se convierten en esfuerzos medios exactos en el punto P, y la expresión anterior, ec 21 para $h=0$ y dividido entre A, se convierte en:

$$T_{ny} = \tau_{xy}\cos(n, x) + \sigma_{yy}\cos(n, y) + \tau_{zy}\cos(n, z) \quad (22)$$

Una vez que los tres componentes cartesianos de la tensión resultante de un plano particular, se han determinado mediante el empleo de las anteriores ecuaciones.

La magnitud de la tensión resultante T_n se puede determinar con la expresión:

$$|T_n| = \sqrt{(T_{nx})^2 + (T_{ny})^2 + (T_{nz})^2} \quad (23)$$

Las direcciones que definen la línea de acción del esfuerzo resultante (T_n) está dada por:

$$\cos(T_{ny}) = \frac{T_{ny}}{T_n} \quad \cos(T_{nz}) = \frac{T_{nz}}{T_n} \quad (24)$$

El esfuerzo normal σ_n y el esfuerzo de cizallamiento τ_n que actúan en el área de contacto bajo consideración, puede obtenerse a partir de las expresiones

$$\sigma_n = |T_n|\cos(T_{n,y}) \quad \tau_n = |T_n|\cos(T_{n,z}) \quad (25)$$

Determinando por Mecánica de Contacto:

$$T_n = T_{ny} \cos(n, y) + T_{nz} \cos(n, z) \quad (26)$$

Una vez determinado de esta manera $\sigma, n, \tau n$ puede ser determinada de la relación:

$$T_n = (Tn^2 - \sigma n^2)^{1/2} \quad (27)$$

$$Tny = \sigma n \cos(n, y) \quad (28)$$

$$Tnz = \sigma n \cos(n, z) \quad (29)$$

3.9 Esfuerzo Máximo Cizallantes

Determinación de esfuerzos cizallantes máximos, en condiciones de equilibrio:

$$\tau_{xy} = \tau_{yz} = \tau_{zx} = 0 \quad (30)$$

Dado que:

$$Tn^2 = Tn^2 - \sigma n^2$$

$$\sigma_n = \sigma_1 \cos^2(n, h_1) + \sigma_2 \cos^2(n, h_2) + \sigma_3 \cos^2(n, h_3)$$

$$Tn^2 = \sigma_1^2 \cos^2(n, h_1) + \sigma_2^2 \cos^2(n, h_2) + \sigma_3^2 \cos^2(n, h_3)$$

(31)

En el plano de contacto

$$l = \cos(n, h_1) \quad (32)$$

$$m = \cos(n, h_2) \quad (33)$$

$$n = \cos(n, h_3) \quad (34)$$

Entonces se determina el esfuerzo cizallante:

$$\tau_n^2 = \sigma^2 l^2 + \sigma_1^2 m^2 + \sigma_3^2 n^2 - (\sigma_1 l^2 + \sigma_2 m^2 + \sigma_3 n^2)^2 \quad (35)$$

Simplificando con la relación:

$$l^2 + m^2 + n^2 = 1$$

$$\tau_n^2 = (\sigma_1^2 - \sigma_3^2)l^2 + (\sigma_2^2 - \sigma_3^2)m^2 + \sigma_3^2 - [(\sigma_1 - \sigma_3)l^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)m^2 + \sigma_3]^2 \quad (36)$$

$$\tau_n^2 = \frac{1}{2}\sigma_1^2 + \frac{1}{2}\sigma_3^2 - \left[\left(\frac{1}{2}\sigma_1 + \frac{1}{2}\sigma_3 \right) \right]^2 \quad (37)$$

$$\tau_n = \frac{1}{2}(\sigma_1 - \sigma_3) \quad (38)$$

De estos tres resultados posibles, la magnitud más grande se obtiene aplicando el criterio de Tresca a partir de $\sigma_1 - \sigma_3$ si los esfuerzos principales se ordenan de tal manera que [2-38].

$$\tau_{max} = \frac{1}{2}(\sigma_{max} - \sigma_{min}) = \frac{1}{2}(\sigma_1 - \sigma_3) \quad (39)$$

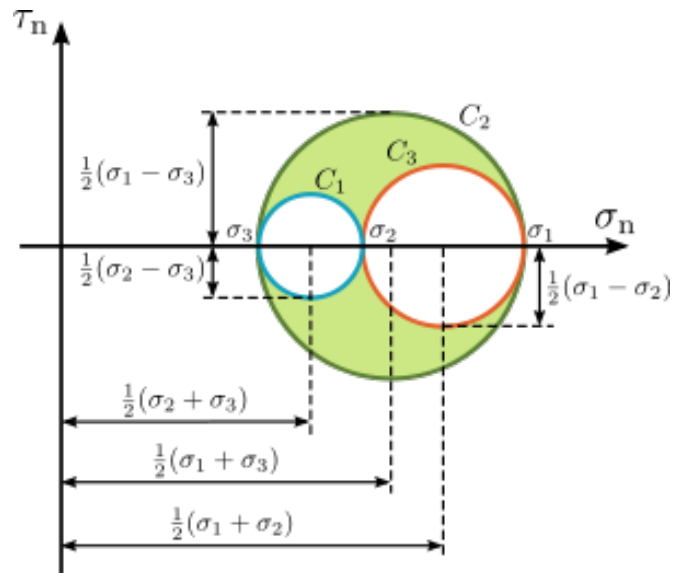


Figura 3.23 Representación esquemática del Círculo de Mohr en 3D [38].

Para el caso generalmente en tres dimensiones, se pueden emplear el círculo de Mohr, tal como se representa en la figura 3.23.

Simplificando a dos dimensiones la ecuación 38 y 39 puede representarse de esta forma:

$$\tau_{max} = \frac{1}{2}(\sigma_{max} - \sigma_{min}) = \frac{1}{2}(\sigma_1 - \sigma_2) \quad (40)$$

Y puede representarse con el círculo de Mohr mostrado en la figura 3.27.

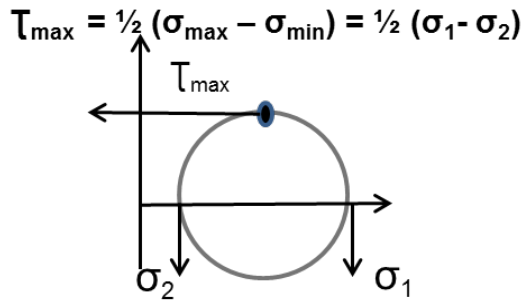


Figura 3.24 Representacion esquematica del Círculo de Mohr en 2D [38].

CAPÍTULO 4

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

4.1 Introducción

En el presente capítulo se presentan los resultados obtenidos en el desarrollo de las magnitudes vectoriales de las fuerzas de cizallamiento y compresión en el acetábulo. Se analizaron en diferentes ángulos de inclinación de la copa y micro separación lateral de la cabeza y se examinó su efecto sobre la mecánica de contacto del reemplazo modular de cadera donde la tasa de desgaste se relaciona también con las características de los esfuerzos que tiene que soportar según el posicionamiento del acetábulo, una vez que se obtuvo la posición angular de la copa, se obtuvieron los esfuerzos que se presentan en el área de contacto por metal-polietileno y se determinaron los esfuerzos máximos presentados en la cabeza femoral, así como también el área probable al desgaste para concluir con la estimación de desgaste.

4.2 Modelo matemático para la aplicación del análisis por mecánica de contacto.

La anamnesis y el examen físico detallados ayudan a decidir el tipo de artroplastia (total o parcial), método de fijación y diseño del implante más adecuados para el paciente. Es fundamental conocer su edad, enfermedades,

medicación habitual, historia de intervenciones quirúrgicas, presencia y grado de deterioro cognitivo, nivel de actividad previo a la fractura, afectación de otras articulaciones vecinas y su expectativa de vida.

Se propone un modelo matemático simple basado en el diagrama de la figura 4.1. Se desea calcular la fuerza de contacto resultante de la articulación.

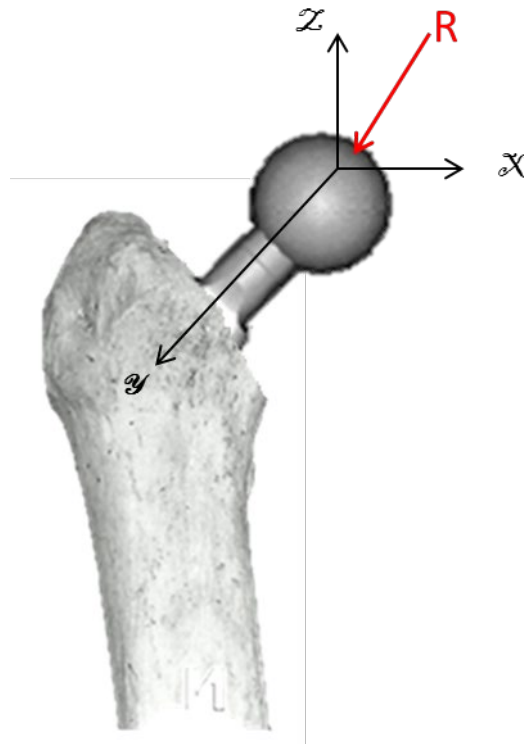


Figura 4.1 Modelo de cuerpo libre de una prótesis de artroplastia total.

La presente investigación del sistema de cadera total modular par metal polietileno de marca Covision disponible comercialmente, que consiste en una copa acetabular de diámetro de 46 mm preparada para un inserto de polietileno de diámetro de 32 mm y cabeza femoral metálica de 32 mm.

La ecuación de equilibrio está dada por:

$$F_i - R + (W_b - W_e) = 0 \quad (41)$$

Donde:

- F_i = Fuerza ejercida por los músculos
- w_b = peso del cuerpo
- w_e = peso de la pierna
- R = Fuerza resultante

Aplicando los momentos de fuerza.

$$Z(r_i * F_i) + \alpha x(W_b - W_e) = 0 \quad (42)$$

Donde:

- r_i = es la distancia entre el músculo y el centro de la cabeza femoral donde actúa la fuerza F_i
- α = parámetro del momento del brazo de palanca ejercida por $(W_b - W_e)$

La fuerza de un músculo individual F_i actúa en la dirección si conectando el vector de la fuerza al punto de origen del músculo.

$$F_i = \sigma_i * A_i \quad (43)$$

Donde:

- A_i = área donde actúa la F_i
- σ_i = es el esfuerzo promedio.

4.3 Fuerzas externas y fuerzas efectivas

Al conocer cada una de las fuerzas durante el apoyo estático, se analiza conforme a la geometría acetabular para delimitar el área de contacto en cada componente.

La micro separación generalmente ocurre durante la fase de oscilación y se considera como resultado de debilidad muscular, mal posicionamiento de la copa acetabular o deficiencia compensada de la cabeza femoral [34]. Estos factores hacen que la cabeza femoral se mueva lateralmente con respecto a la copa acetabular durante la fase de oscilación. Cuando se aplica una carga en la fase de postura, la cabeza femoral se mueve hacia arriba, lo que lleva a una carga en el borde, lo que puede tener una consecuencia significativa en el desgaste y la biomecánica de los reemplazos totales de cadera con sus siglas (THR).

Simplificando a 2 dimensiones y tomando como referencia al punto R se realiza la siguiente determinación de fuerzas actuantes en la cabeza femoral.

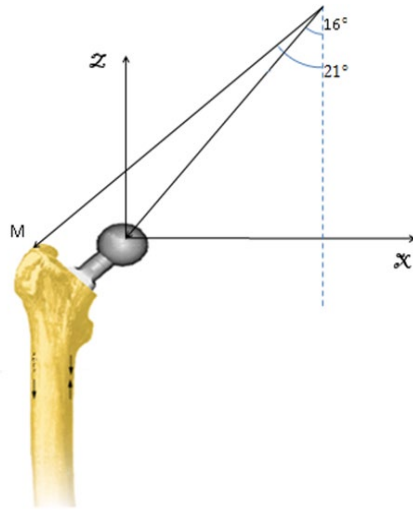


Figura 4.2 Representación esquemática de la determinación de fuerzas.

Analizando cada uno de los puntos obtenemos lo siguiente:

$$\sum z = M \text{ sen } 69^\circ - R \text{ sen } 16^\circ = 0$$

$$\sum x = M \text{ cos } 69^\circ - R \text{ sen } 16^\circ = 0 \quad (44)$$

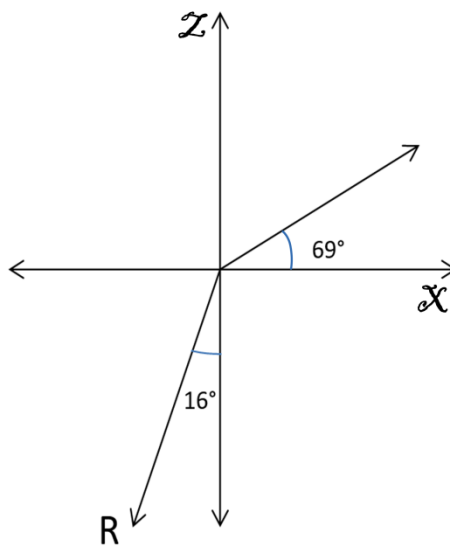


Figura 4.3 Representación esquemática de la resultante de fuerza.

Donde el valor de R en posición de equilibrio parte sobre un solo pie.

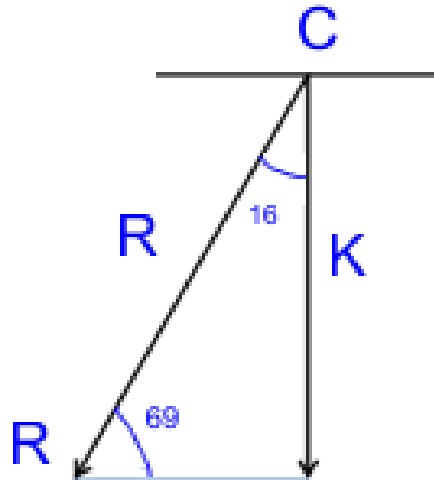


Figura 4.4 Representación esquemática de la resultante de fuerza.
Se aplica la siguiente ecuación

$$R = \frac{K}{\text{sen } 74^\circ} \quad (45)$$

$$\sum x \quad M \cos 69^\circ = R \text{ sen } 16^\circ$$

$$\sum z \quad M \text{ sen } 69^\circ = R \cos 16^\circ$$

Aplicación del modelo matemático del desarrollo propuesto en el capítulo anterior, se pueden reducir las ecuaciones de estado de tensiones de contacto compresil entre la cabeza femoral y el inserto acetabular.

El caso de un paciente de 80 kg de peso. Por descripción anatómica, para una persona con complejión media, cada pierna pesa aproximadamente 15 kg.

De aquí se obtiene lo siguiente:

Peso del cuerpo $W_b = 80 \text{ Kg}$

peso de una pierna $W_e = 15 \text{ Kg}$

$F_i =$ fuerza ejercida por los músculos

Aplicando la ecuación de equilibrio (41)

$$ZF_i - R - (W_b - W_e) = 0$$

$$ZF_i - R - (80 - 15) = 0$$

$$F_i - 65 = R$$

$$F_i = \sigma_i A_i$$

$$F_{i_{max}} = 2W_b = 160 \text{ kg}$$

$$R = 160 - 65$$

$$R = 95 \text{ kg}$$

4.3.1 Modelo para adulto mayor

Se analizan las fuerzas para un adulto de peso de 87 kg estatura de 1.67 cm para conocer los esfuerzos máximos combinados durante el la fase estática considerandod un diámetro de 32 mm en la cabeza femoral y un ángulo de inclinación de 45 ° de la copa acetabular.

$$A_i = (4\pi r^2)/2$$

$$r \approx 2\text{cm}$$

$$A = 2(3.14)(4\text{cm}^2)$$

$$A = 25\text{cm}^2$$

$$F_i = \sigma_i * A_i$$

$$\sigma_{i_{max}} = \frac{F_{i_{max}}}{A_i}$$

$$\sigma_{i_{max}} = \frac{160\text{ kgs}}{25\text{cm}^2}$$

$$\sigma_{i_{max}} = 6.4 \frac{\text{kg}}{\text{cm}^2} = 627,625.6\text{Pa}$$

$$= 627\text{KPa}$$

Para una cabeza femoral de diámetro de $\varnothing=32\text{mm}$

Si: $\varnothing=32\text{ mm}$

$$r = 16\text{mm}$$

$$r = 1.6\text{cm}$$

$$r^2 = 2.56\text{cm}^2$$

$$A = (2) \pi (2.56\text{cm}^2)$$

$$A = 16.1\text{cm}^2$$

Se observaron las mediciones de las fuerzas de contacto de la cadera con implantes instrumentados de la marca Covision, durante ciclos de marcha y las fuerzas de reacción del suelo en pacientes durante las actividades más frecuentes de la vida diaria. Según las investigaciones de Al-Hajjar M., Leslie IJ, Tipper J., Williams S., Fisher, que combinan la flexión-extensión y la rotación interno-externa para replicar los movimientos y trayectorias cinemáticas

aplicadas durante la marcha normal. Además, se aplica una sola fuerza dinámica a lo largo del eje vertical. Clínicamente, la copa acetabular se coloca comúnmente en un ángulo de 45° con respecto al eje vertical de la copa acetabular [2].

A partir de los conjuntos de datos individuales se calculó un promedio. Contiene datos completos sobre la marcha y la fuerza de contacto de la cadera, así como actividades musculares calculadas al caminar y subir escaleras y las frecuencias de las actividades diarias observadas en pacientes con la prótesis de cadera.

La carga mecánica y la función de la articulación de la cadera y el fémur proximal están completamente documentados. Un paciente promedio soporta en su articulación de cadera un 238% de peso corporal (porcentaje del peso corporal) aproximadamente al caminar a aproximadamente 4 km/hr.

Durante la marcha, la dirección del vector de fuerza se aproxima como 10° medial, lo que resulta en un ángulo de 55° entre la cara de la copa y la dirección del vector de fuerza de reacción de la articulación para una copa colocada a 45° clínicamente.

En el ensayo del FEM se estudiaron dos ángulos de copa: el que representa el ángulo clínico normal de 45° (con un ángulo de 55° entre el vector de fuerza y la cara de la copa) y el que representa un ángulo de copa clínico más pronunciado de 55° (lo que da como resultado un ángulo más pequeño de 45° entre el vector de fuerza y la cara de la copa). Debido a que el marco de referencia en el simulador aplicó la fuerza verticalmente de 2000N, hay una transposición de 10° entre el sistema de simulación y el cuerpo

Se puede obtener la fuerza dividida para cada músculo, lo importante es conocer los valores de σ_{max} en cada situación del análisis.

El siguiente análisis es al caminar.

$$\sigma_{max} = \frac{3R}{2\pi r^2}$$

$$\sigma_{max} = 1,736 \text{ KPa}$$

El siguiente análisis es al brincar o caer desde una distancia de 20 cm.

$$\sigma_{max} = \frac{10R}{2Hr^2}$$

$$\sigma_{max} = \frac{950kg}{16.1} = 59.0 \frac{kg}{cm^2}$$

$$\sigma_{max} = 5,786 \text{ KPa}$$

Si consideramos las variaciones en la posición relativa de la dirección del vector R.

Estará en función del ángulo (ver figuras 3.13 y 3.14). Se puede estimar el valor frontera máximo del esfuerzo compresil P_{max} , que actúa exactamente en el eje vertical. En este caso el ángulo ϑ_R y ϑ_{CE} son pequeños.

El eje de carga se desplaza hacia la vertical y el área de contacto entre el inserto y la cabeza femoral alcanza su valor mínimo, lo que incrementa el valor de esfuerzo de contacto.

Esta condición se ha encontrado a valores de ángulos $\vartheta_R = 10^\circ$ y $\vartheta_{CE} = 5^\circ$.

De la condición de contacto mecánico hertziano,

$$P_{o max} = \frac{3R}{2\pi a^2}$$

$$\tau_{max} = \frac{1}{2}(\sigma_1 - \sigma_2)$$

$$\tau_{max} = \frac{1}{2}(P_{\sigma max})$$

τ_{max} Estará posicionado en un punto situado a 0.8 a (área de contacto)

Así, para un paciente de 80 kg de peso corporal

$$W_b = 80 \text{ Kg}$$

$$W_e = 15 \text{ Kg}$$

$$R = 95 \text{ Kg} \text{ (ver Ec. 41)}$$

El área reducida cuando ϑ_{CE} se acerca a 5° y ϑ_R a 10° el arco total es de 10° .

El área de contacto $A = 2\pi rh$ para una cabeza femoral de diámetro igual a 32 mm. Con $r = 16\text{mm}$

Por geometría analítica, el casquete esférico donde se hará el contacto tiene un área igual a $A_c = 2\pi rh$

Donde h es la altura del casquete generado por la suma de los ángulos

$$\vartheta_R + \vartheta_{CE} = 10^\circ = \theta$$

$$h = r\left(1 - \cos\frac{\theta}{2}\right)$$

$$h = 16(1 - \cos 5^\circ)$$

$$h = 16(0.0038)$$

$$h = 0.061mm$$

$$A = 2\pi rh$$

$$A = 2\pi(16mm)(0.061mm)$$

$$A = 6.12mm^2$$

$$P_{omax} = \frac{3R}{6.12mm^2} = \frac{3(95kg)}{6.12mm^2}$$

$$P_{omax} = 46.568 \frac{kg}{mm^2}$$

$$P_{omax} = 4,566.8 \text{ kPa}$$

En condiciones de ángulos grandes las cargas máximas estimadas están en el orden de 627 kPa.

Aplicando la biomecánica al caminar pueden llegar hasta 1,736 kPa. Pero cuando los ángulos disminuyen la carga máxima puede llegar hasta 4,567 kPa, casi 3 veces más que el cálculo anterior.

Al aplicar el mismo principio de dar un brinco o caer desde una distancia de 20 cm.

$$P_{omax} = \frac{30R}{6.12mm^2} = \frac{30(95kg)}{6.12mm^2}$$

$$P_{omax} = \frac{2850kg}{6.12mm^2}$$

$$P_{omax} = 466 \frac{Kg}{mm^2}$$

$$P_{o\max} = 45,700\text{KPa}$$

La condición límite mayor es cuando se da un brinco o se cae desde una distancia y el ángulo del vector R se acerca a la vertical, en ese caso tendremos contactos máximos de hasta 45,700 kPa.

Los contactos cizallantes máximos están dados por:

$$\tau_{\max} = \frac{1}{2}(P_{o\max})$$

$$\tau_{\max} = \frac{1}{2}(45,700\text{KPa})$$

$$\tau_{\max} = 22,850\text{KPa}$$

Por mecánica de contacto hertziano, estos esfuerzos cizallantes actúan en un plano por debajo de la superficie de contacto, una distancia igual a 0.8 a.

Como el área (a) es muy pequeña, debido a que los ángulos ϑ_{CE} y ϑ_R son pequeños (5° y 10° respectivamente).

El cálculo de a se puede describir por geometría analítica. El área del casquete es:

$$A = 2\pi rh.$$

$$\pi r^2 = 2\pi rh$$

$$r = 2h$$

$$h = 0.061\text{ mm}$$

$$r = 0.122\text{mm}$$

El plano donde actúan los esfuerzos cizallantes máximos está a 0.8 de $r = 0.0976$ mm

Estos esfuerzos cizallantes muy altos, en el orden de 22,850 kPa actuando en un plano interno sub-superficial a aproximadamente de 0.1mm de profundidades son los casuales de la formación de laminaciones en el UHMWPE y eventualmente causan las partículas de desgaste.

4.4 Modelo matemático

Siguiendo la metodología Ashby para selección de materiales y adaptándola al modelo matemático aquí propuesto, se puede sugerir que el posicionamiento de la cabeza femoral con respecto al inserto acetabular en términos del Índice (I) de diseño en función de dos términos es

$$I = f(G, P)$$

Donde

- G es el factor geométrico
- P es el factor de las propiedades de los materiales.

Como las propiedades de los materiales se consideran en este proyecto como constantes, solo podemos variar los factores geométricos.

Estos factores geométricos se dividen en 2. Los factores geométricos de forma y de posición.

Los factores geométrico de forma estarán dictados por las dimensiones de las prótesis, principalmente el radio se la cabeza femoral y el radio del inserto acetabular.

Los factores geométricos de posición, son aquellos de la posición del eje del cuello de la cabeza femoral con el inserto acetabular.

En este sentido, para reducir la posibilidad de altos esfuerzos de contacto, tanto compresiles como cizallantes, se recomienda una cabeza de mayor diámetro posible y ángulos de barrido ϑ_{CE} y ϑ_R lo más grandes posibles a fin de tener los valores de contacto mecánico más bajo, áreas de contacto más altas y con esto reducir el riesgo se altos niveles de desgaste de los elementos de las prótesis.

Tabla 4.1 La presión de contacto máxima (MPa) y las condiciones de carga del borde en la superficie de articulación para diferentes ángulos de inclinación de copa y distancias de microseparación.

Ángulos de inclinación de la copa (grados)				
Microseparación (µm)	35	45	55	65
0	10,75	12,98	15,08	16,77
60	11,35	13,96	15,8	18,51
100	12,06	14,32	17,09	19,03
150	12,63	15,86	18,13	19,94
200	14,02	16,86	19,09	20,62
300	15,91	18,72	20,84	22,3
500	20,02	22,27	24	25,01

El estudio se desarrolló en conjunto con la comprobación según los resultados obtenidos en un modelo tridimensional de elementos finitos anatómicos para un reemplazo modular de cadera total de metal sobre polietileno, y al ser analizado por mecánica de contacto se realiza una validación experimental, con el fin de ayudar a incrementar la vida útil de este tipo de prótesis. Las áreas de contacto en la superficie de articulación de tres piezas de la articulación coxofemoral para el reemplazo total de cadera de metal sobre polietileno con diferentes ángulos de inclinación se midieron. Bajo una serie de condiciones de carga y diferentes ángulos de inclinación de la copa. Las áreas de contacto predichas a partir del modelo simplificado se compararon con las medidas experimentalmente en las mismas condiciones. Los resultados mostraron que la simplificación realizada para el modelo anatómico no modificó sustancialmente las predicciones de la mecánica de contacto del reemplazo modular total de cadera de metal sobre polietileno. Hua X., Wroblewski BM, Jin Z., Wang L.

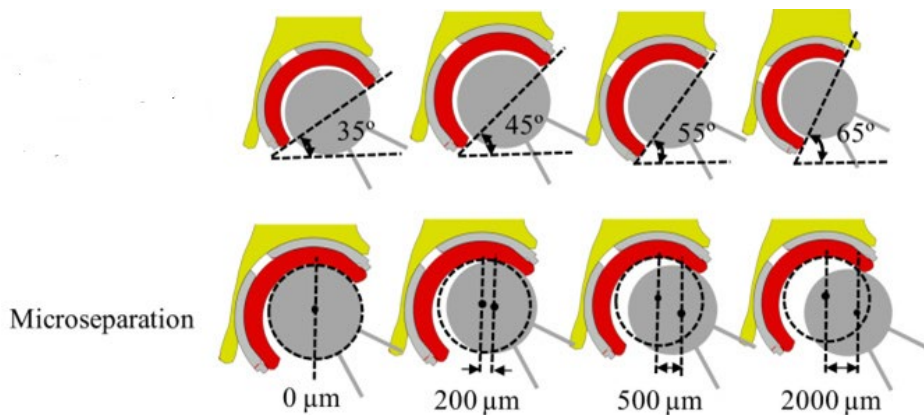


Figura 4.5 La definición de ángulos de inclinación de copa y distancias de microseparación lateral de la cabeza en el modelo FEM, cuatro ángulos de inclinación de copa y 12 distancias de microseparación se consideraron en el presente estudio. Solo cuatro distancias de microseparación se muestran en esta figura.

CAPÍTULO 5

CONCLUSIONES

- 1) Con el uso de la teoría de mecánica de contacto hertziano se implementó una metodología para el cálculo de esfuerzos máximos de contacto en un modelo coxo-femoral de amplio uso quirúrgico.
- 2) Considerando las características morfológicas de cada paciente y las dimensiones de los implantes protésicos se realizó, por medio de una metodología que considera aspectos cinéticos, cinemáticos y de contacto hertziano, un modelo que permite predecir los esfuerzos de los elementos protésicos de un paciente.
- 3) Se calcularon los esfuerzos cizallantes máximos mediante el criterio de Tresca.
- 4) Se logró determinar la posición del plano superficial en donde actúan los esfuerzos cizallantes
- 5) Esta tesis aporta información complementaria para los cirujanos en lo siguiente:

- a) Selección de parámetros protésicos, (dimensionales, diámetro, posicionamiento) con generación de menores niveles de esfuerzos, a fin de disminuir la probabilidad de desgaste.
 - b) Selección de los ángulos de posicionamiento de elementos protésicos durante la operación
- 6) Se determinaron los factores y parámetros de menor impacto tribológico mediante la metodología desarrollada que permita reducir el desgaste.
- 7) De los resultados obtenidos se puede establecer la condición de la orientación del componente femoral para la determinación de los esfuerzos de contacto generados durante diferentes condiciones de carga, conociendo la información del paciente tal como su peso, medidas radiológicas, patologías y actividades cotidianas.
- 8) EL modelo prropuesto permite el cálculo de los esfuerzos de contacto y su perfil de distribución, con lo que se puede predecir concentraciones altas de os mismoy evitar así, la probabilidad de un alto rango de desgaste.

Lo anterior puede auxiliar al cuerpo médico en establecer los mejores criterios de selección de prótesis, tanto en su dimensión como en el ángulo de fijación, para desarrollar los valores mínimos de esfuerzos de contacto. Reducir el riesgo de desgaste e incrementar la vida útil de los componentes de la articulación protésica.

RECOMENDACIONES

El trabajo aquí desarrollado es desde el punto de vista Biomecánico. Se dan recomendaciones al cuerpo médico para buscar un mejor desempeño tribológico de los implantes. Sin embargo quedan muchos factores a ser considerados por los médicos cirujanos, de naturaleza biológica, médica, estado de salud del paciente, historial médico, patologías, condiciones oseas entre otras.

Se recomienda continuar con este tipo de estudios para lograr aún más el conocimiento de la ingeniería de materiales, la tribología y el conocimiento médico, para así contribuir para que el paciente tenga una mejor calidad de vida.

REFERENCIAS

1. H. Espinosa, C. Castruita. Curso anatomía de articulación coxofemoral. Apuntes Curso, IMSS, 2013.
2. X Hua, Z Jin, L Wang. Mecánica de contacto del reemplazo modular total de cadera de metal sobre polietileno bajo condiciones adversas de carga de borde. *Medicina. Ing.Phys.*2014; 47: 3303–3309.
3. F. Pauwels, *Biomechanics of the Locomotor Apparatus*. Springer-Verlag. Berlin-New York, 1980.
4. Bioingeniería.Heinz Wolff, científico británico en 1954. 2016.
5. The Mission of Bioengineering. En: <http://bioengineering.stanford.edu> Stanford University, Stanford California 94430. 2016.
6. M. Comín, R. Dejoz, C. Atienza, J. Prat. *Biomecánica articular y sustituciones protésicas*. Instituto Biomecánico de Valencia, ISBN 84-921210-8-4. 2017.
7. G.H. Meyer. Tipos de cartílago, características y localización segun los tipos d fibras presentes. ELSEVIER 2019.
8. D. Pring. *Biomechanics of the Hip*. In D. Barret, ed. *Essential Basic Science for orthopaedics*. Oxford: Butterwoth, 1994:62-93.
9. A.I.Kapandji. *Fisiología Articular*. Tomo 6ta, Edición.ISBN: 9788498354584. Francia 2012.
- 10.R. Drake, W. Vogl, A. Mitchell. *Gray Anatomía para estudiantes*. Primera edición. Elsevier, España, 2005.
- 11.V. Frankel; M. Nordin. *Biomecánica básica del sistema musculoesqueletico*. 3era Ed. Mcgraw-Hill, ISBN: 9788448606350. España, 2004.

12. R.C Miralles y C. Heras, Introducción a la Biomecánica clínica del aparato Locomotor. 2da Edición. Masson, ISBN: 8445815180. España, 2005.
13. H. Espinosa, C. Castruita, R. Mendoza, Curso de Conducta biomecánica en articulaciones coxo-femorales apuntes en Curso IMSS 2014.
14. A. Pérez Temas en Curso de Biomecánica, Facultad de Ingeniería Mecánica y Eléctrica, UANL México, 2012.
15. R. Bombelli, Artrosis de la cadera, Clasificación y patogenia, Función de la osteotomía como terapéutica consiguiente 1985.
16. R. Johnston, C. Smidt, Measurement of hip-joint motion during walking. Evaluation of an electrogoniometric method. The Journal of Bone and Joint Surgery 51-A, 108-1094. 1969.
17. M Álvarez. Desarrollo de una prótesis de alto desempeño funcional y tribológico, 2012. Tesis de Doctorado FIME-UANL. 2012. México.
18. C. Gutierrez, F. Rovira, Servicio de Traumatología y C. Ortopedia de Elda(Alcaline) El Sevier 2014; Cálculo vectorial in vitro de las fuerzas de cizallamiento y compresión de la cadera.
19. J. O'Connor, M. Rodríguez, H. Calas, E. Palomares, O. Ochoa. "Modeling and simulation of hip joint prosthesis using a Bi-dimensional finite element model". presented at XII International Workshop on Wavelets, Differential Equations and Number Theory. Habana, Cuba 2009.
20. H. Espinosa y C. Castruita. Cursos de Biomecánica musculoesquelético de todo el sistema, Hospital de Ortopedia y Traumatología UMAHE 21, 2012-2013.
21. Bilmes PD. "Modos de Falla y Avances en Diseños de Biomateriales para Ortopedia y Traumatología" V CCIM Congreso Cubano de Ingeniería Mecánica (14o Congreso Cubano de Ingeniería y Arquitectura CCIA) Habana, Cuba 2008
22. Y.C. Fung; Biomechanic: Mechanical Properties of Living Tissues, Ed Faenta Springer - Verlag, Berling, 2010.
23. R Sastre, S. Aza y San Román. "Biomaterials" CYTED. ISBN 84 87683 26 6. España 2004.
24. Ortho Implantes S.A de C.V. Monterrey Nuevo León. 2012-2018.

25. A. Pérez, et al Facultad de Ingeniería Mecánica y Eléctrica, 2011-2015 Cursos de Biomecánica.
26. S.R. Cummings y L.J. Melton, "Epidemiology and outcomes of osteoporosis fractures", *Lancet*, 359:1761, 2002.
27. B. Rather, A. Hoffman, F. Schoen, J. Lemons. *Biomaterials Science: An Introduction to Materials in Medicine* Elsevier Science Publishing Co Inc, Estados Unidos 2012.
28. X. Hua, L. Wang, M. Al-Hajjar, Z.M. Jin, R. Wilcox., J. Fisher. Validación experimental del modelado de elementos finitos de un reemplazo modular de cadera total de metal sobre polietileno. *Actas de la Institución de Ingenieros Mecánicos, Parte H: J. Eng. Medicina*. 2013.
29. X. Hua, J. Li, L. Wang, Z. Jin, R. Wilcox, J. Fisher., Contact mechanics of modular metal-on-polyethylene total hip replacement under edge loading conditions *Journal of Biomechanics* 47; Instituto de Ingeniería Médica y Biológica, Facultad de Ingeniería Mecánica de la Universidad de Leeds, Leeds, Reino Unido. 2014, 3303–3309.
30. W. Braune, and O. Fischer., "The movement of total centre of gravity and the external forces", Springer-Verlag, Berlin. ISBN 978-3-642-70328-7. 1987.
31. A.H. Burstein: The uncemented arthroplasty: New rules for design of the femoral component. En Fitzgerald RH Jr (ed): *Non – cemented total hip arthroplasty*. Bristol-Myers-Zimmer Orthopaedic 1988; 335-338.
32. A. Pérez, et al Facultad de Ingeniería Mecánica y Eléctrica, Cursos de Tribología. UANL, México. 2017.
33. M. Ipavec, R.A. Brand, D.R. Pedersen, B. Mavcic, V. Kralj-Iglic, A. Iglic Mathematical modelling of stress in the hip during gait, *Journal of Biomechanics* 32, *J Biomech*. Abril de 2002; 35 (4): 555.
34. N. Shire. The Structure, Friction and wear of natural joints. In: *Tribology of Natural and Artificial Joints*. Edited by H. Dumbleton Tribology Series. Vol 3 1981 pp.23-46.
35. R. Bombelli, *Artrosis de la cadera, Clasificación y patogenia*, libro: Salvat Editores. ISBN: 84-345-2350-7.

36. M. Laurence, M. A. R. Freeman, S. A. Swanson, The internal Fixation of long bone shaft fractures: Engineering Considerations, Imperial College of Science & Technology, London)1966, pp943.
37. M. Delgado y J. Espino; "Distribución de esfuerzo en una prótesis parcial de cadera cementada", Ingenieros Mecánicos Msc, Centro de Ingeniería y Desarrollo Industrial, México 2005.
38. J. González. Metalurgia Mecánica, Editorial Limusa, México 2006.
39. JW. Harkess. Artroplastia: Introducción y aspectos generales. En Terry Canale S: Campbell-Cirugía Ortopédica Vol. 1. 10ª ed. México 2011, p. 223-42.
40. M. Steinberg. "La Cadera Diagnóstico y Tratamiento de su Patología" ISBN.950-06-1995.
41. H. Espinosa Cursos de Anatomía y aplicación de la Biomecánica. Hospital de Traumatología y Ortopedia UMAE. México. 2014-2017.
42. M. Parker, K. Gurusamy, S. Azegami. Artroplastias (con y sin cemento óseo) para la fractura proximal de fémur en adultos. Cochrane Database of Systematic Reviews 2010 Issue 6. Art. No.: CD001706. DOI: 10.1002/14651858.CD001706.
43. L. Ibarra et al, Osteoporosis: prevención, diagnóstico, tratamiento y rehabilitación. Mx 2012, ISBN: 978-607-17-1090-1.
44. S.R Cummings. y L.J. Melton., Epidemiology and outcomes of osteoporosis fractures",Lancet, 359:1761,2002.
45. GBL Andersson, M. Freeman, S. Swanson Loosening of the cemented acetabular cup in total hip replacement. J.Bone Joint Surg (Br) 54:590-599, 1972.
46. W. Barb, JB. Park, GH. Kenner, AF. von Recum, Intramedullary fixation of artificial hip joints with bone Res:16:447, 1982.
47. C. Boldin, et al. The proximal femoral nail (PFN)-a minimal invasive treatment of unstable proximal femoral fractures: a prospective study of 55 patients with follow-up of 15 months. Acta Orthop Scand 2003;74(1):53-58.
48. F. Gómez, et al, Artroplastia Total de Cadera, Editorial McGraw-Hill Interamericana, México D.F.2012, 126-150.

49. SM Kurtz, AA Edidin, DL Bartel, El papel del pulido posterior, el ángulo de la copa y el grosor del polietileno en las tensiones de contacto en los componentes acetabulares con respaldo de metal. *J. Biomech.* 1997; 30 (6): 639–642.
50. E.R. Sastre., S. Aza, J. San Román. “Biomateriales”. ISBN 84 87683 26 6. 2004.
51. L. Ian, S. Williams, I. Graham , E. Ingham, J. Fisher. El ángulo alto de la copa y la microseparación aumentan el desgaste de los reemplazos de la superficie de la cadera. *Clin. Orthop Relat. Res.* 2009; 467 (9): 2259–2265.
52. SK Senapati and S Pal. “UHMWPE-Alumina ceramic composite, an improved prótesis materials for an artificial cemented hip joint” *Trends BiomaterialsArtificial Organs* 2002. Vol 16(1) pp 5-7.
53. O G. Zienkiewicz, R L. Taylor. “El Método de los elementos finitos. Formulación básica y problemas lineales” Vol. 1, 4ta edición. 1994.
54. F. Beer, y E. Jhonston, “Mecánica de los Materiales”, Editorial MC GRAW HILL, 2ª Edición, Colombia 1993
55. LH. Riley: Important features of the design of a non-cemented femoral prosthesis *Brisol-Myers-Zimmer Orthopaedic* 1988; 339-342.
56. HG. Willer, M: Semiitsch. Reactions of the articulate capsule to wear products of artificial hoint prostheses’ *Biomet Mater Res*1977;11:157.
57. J: Charnley. Biomecánica. En Charnley J: *Artroplastia de Baja Fricción de Cadera*. Editorial Salvat. Barcelona, 1981;343-366.
58. E. Avallone, y T.Baumeister. “Manual del Ingeniero Mecánico Tomo 1”, Editorial MC GRAW HILL, 3ª Edición, México 1995.
59. B. Hamrock, “Elementos de Máquinas”, Editorial Mc Graw Hill, México 1999.
60. R. Roque, MC. HirtenfeldII, E. Díaz; B. Borris. Consideraciones sobre el desgaste del polietileno en la artroplastia total de cadera. ISBM: 0864215 *Revista Ortopedia Traumatología*. 2011.
61. A. Pérez, et.al Facultad de Ingeniería Mecánica y Eléctrica, 2011-2012 Cursos de Biomecánica.

62. H. Espinosa, C. Castruita García Hospital de Ortopedia y Traumatología UMAHE 21 2016-2018.
63. Empresa Orthoimplantes S.A. de C.V. Monterrey, N.L., 2013.
64. J. Dally, Experimental Stress Analysis, McGraw-Hill International Editions, Third edition. ASIN: B004MH47R4 (28 de febrero de 1991).
65. F. Gómez G., Artroplastia Total de Cadera, Editorial McGraw-Hill Interamericana, México D.F. 126-150.
66. M. Comín, R. Dejoz, C. Atienza, J. Prat, Instituto Biomecánico de Valencia, ISBN 84-921210-8-4.
67. I. Hutchings, Tribology, Friction and Wear of engineering materiales Ed Edwar Arnold. 1992.
68. P.E Sinnett-Jones, J.A Wharton, R.J.K. Wood, Micro-abrasion-corrosion of a CoCrMo alloy in simulated artificial hip joint enviroments, *Wear*, Volume 259, Issues 7-12, July-August 2005, pag898-909.
69. G. Bergmann, G. Deuretzbacher, M. Heller, F. Graichen, A. Rohlmann, J. Strauss, G. N. Duda, Hip contact forces and gait patterns from routine activities, *J. Biomech.* 34, 2001, pp. 859–871.
70. A. Wang, D.C. Sun, S.S. Yau, B. Edwards, M. Sokol, A. Essner, V.K. Polineni, C. Stark, J.H. Dumbleton, Orientation softening in the deformation and wear of ultra-high molecular weight polyethylene, *Wear* 203-204 1997 230–241. [libro de desgaste.
71. F G St Clair Strange Section of Orthopedics President Meeting February 1966 Biomechanics Mr M Laurence, Mr MAR Freeman and Dr S A V Swanson (Imperial Col/ege of Science & Technology,London) Volume 59 October 1966.

LISTA DE FIGURAS

Figura	Descripción	Página
1	Metodología empleada en el presente estudio.	7
2.1	Representación de la anatomía de la cadera.	10
2.2	Anatomía de la pelvis y los elementos principales.	11
2.3	Representación de la anatomía del Fémur.	12
2.4	a) Ante versión del fémur observada desde los cóndilos. (Vista inferior), b) Ante versión del fémur observada desde la cabeza femoral. (Vista superior.	13
2.5	Relación entre la carga y la elasticidad del hueso.	14
2.6	Estructura del hueso. A: sección de la diáfisis de un hueso largo, sin la médula ósea interna. Cada osteón está unido por una línea de cemento. B: el osteón consta de anillos concéntricos laminares que están compuestos de una matriz mineral lo cual rodea el conducto haversiano. C: a lo largo del borde de las laminillas se encuentran pequeñas cavidades denominadas lagunas, cada una contiene un solo osteocito. Desde éstas se extienden, de manera radial, delgadas canales, o canalículos, en cuyo interior se despliega la prolongación citoplásmica del osteocito.	16
2.7	Relación entre la carga y actividad del hueso (B-, Resorción ósea; B+, formación ósea).	18
2.8	La disminución de la anchura de la superficie de carga aumenta la unidad de presión, y en consecuencia se produce sobrecarga del hueso (aumento de la estimulación	19

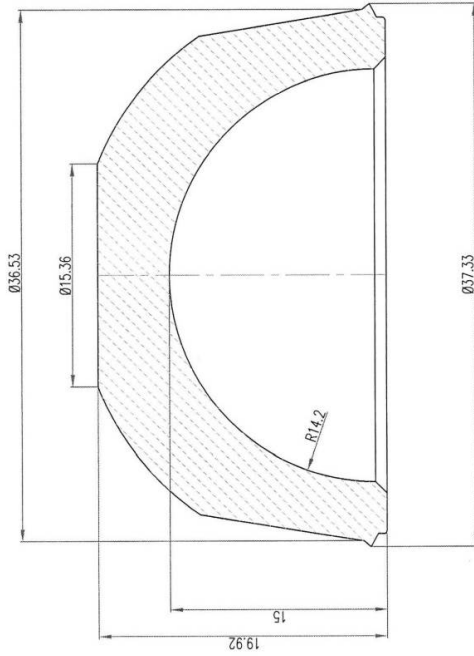
	osteoblástica) y el cartílago. Se reduce el espacio articular y la esclerosis modifica la textura del hueso por encima de la superficie de la carga en el cartílago y en el hueso.	
2.9	Muestra los ejes de a) XOX flexo-extensión b) YOY abducción-aducción c) OZ rotación externa y rotación interna.	20
2.10	A partir de una posición determinada OL, del fémur, la articulación puede realizar movimientos de abducción (flecha Ab) o de aducción (flecha Ad) recorriendo el meridiano horizontal (MH). Movimientos de rotación interna (flecha rl) o de rotación externa (rE) mediante rotación alrededor del eje OL. En cuerpo de movimientos de Flexo-extención, éstos son dos tipos según se efectue el sentido del paralelo P, se dice entonces que la flexión FI es circumpolar, o en el sentido del gran círculo C, en cuyo caso se dice que la flexión F2 es circuncentral.	21
2.11	Planos y ejes de referencia en articulación de cadera.	22
2.12	Movimientos de cadera en específico de los planos a) sagital b) Frontal, c) transversal.	23
2.13	El apoyo de la planta completa del pie se presenta aproximadamente a la mitad del ciclo. (b) y (c) la fase de oscilación o zancada (d) se considera la parte final.	24
2.14	Esquema de equilibrio a nivel del centro de rotación.	26
2.15	Articulación coxofemoral donde representa el extremo de la viga en voladizo (M), b) Sistema mecánico representativo en voladizo.	26
2.16	Se muestran el trazo de línea gruesa que se alinea la cadera, la rodilla y el tobillo.	27
3.1	Representación esquemática los pasos que se siguen para la implantación de prótesis de Cadera.	34
3.2	Centro de la cabeza femoral como el origen de un sistema tridimensional de ejes cartesianos.	35

3.3	La fuerza resultante R a calcular, actuará en dirección al centro de la cabeza femoral de radio r, igual al radio promedio de la cabeza femoral.	36
3.4	Reporte de composición química y reporte de resultados mecánicos del material CoCr.	43
3.5	Componentes a) Cabeza femoral Co-Cr, b) Inserto acetabular Polietileno UHMWPE.	44
3.6	Diferentes diseños de Implantes de Prótesis de Cadera.	46
3.7	Diseños en Cad de Implantes de Prótesis de Cadera Inserto Acetabular y Vástago.	47
3.8	Diseños en Cad de Implantes de Prótesis de Cadera/ Cabeza acetabular.	47
3.9	Diseños de muestras de piezas fabricadas de Implantes de Prótesis de Cadera 1)Vastago,2) copa acetabular,3) inserto acetabular y 4) cabeza femoral.	49
3.10	Muestra esquemática del comportamiento de los componentes.	50
3.11	Posición simétrica de la cadera, sometida a un momento	52
3.12	Posición asimétrica de la cadera, sometida en una sola pierna.	53
3.13	a) Sistema de coordenadas esférico con origen en el centro de la cabeza femoral b) Simplificación del sistema de coordenadas esféricas.	55
3.14	Esfuerzos de la cabeza femoral de contacto donde actúan los esfuerzos de contacto.	58
3.15	El ángulo θ está dentro de intervalo de $\varphi_R < \theta < \vartheta_{CE}$ (fig. 3.14A) la distribución de los esfuerzos es relativamente simétrica y los valores de Pmax son bajos.	59
3.16	Comportamiento de Fuerzas tanto en hueso como en el implante.	61
3.17	Brazo de palanca que actua en la articulacion coxofemoral y en el implante protésico.	62

3.18	Fuerzas actuantes sobre la articulacion coxofemoral.	63
3.19	Diagrama de cuerpo libre que actuan en un punto del implante protesico.	64
3.20	Ejemplo de dagrama de cuerpo libre de fuerzas que actuan en la sección de la cadera.	65
3.21	Diagrama de cuerpo libre de las fuerzas actuantes en al cabeza femoral.	66
3.22	Diagrama con las principales fuerzas que actua en la cadera.	67
3.23	Diagrama esquemático del Vector resultante de los componentes M y J.	69
3.24	Representación esquemática de las fuerzas actuantes en el implante: (P) en sus componentes Pz (Vertical) y Py (horizontal). Se simplifica el estudio a un sistema en 2 dimensiones donde Px se considera 0.	74
3.25	Representación esquemática de los esfuerzos en dos dimensiones.	75
3.26	Representacion esquematica del Circulo de Mhor en 3 D.	80
3.27	Representacion esquematica del Circulo de Mhor en 2D.	81
4.1	Modelo de cuerpo libre de una prótesis de artroplastia total.	82
4.2	Representación esquemática de la determinación de fuerzas.	86
4.3	Representación esquemática de la resultante de fuerza.	87
4.4	Representación esquemática de la resultante de fuerza.	88
4.5	Desarrollo de cálculos de fuerza resultante en cada posición de la prótesis.	89

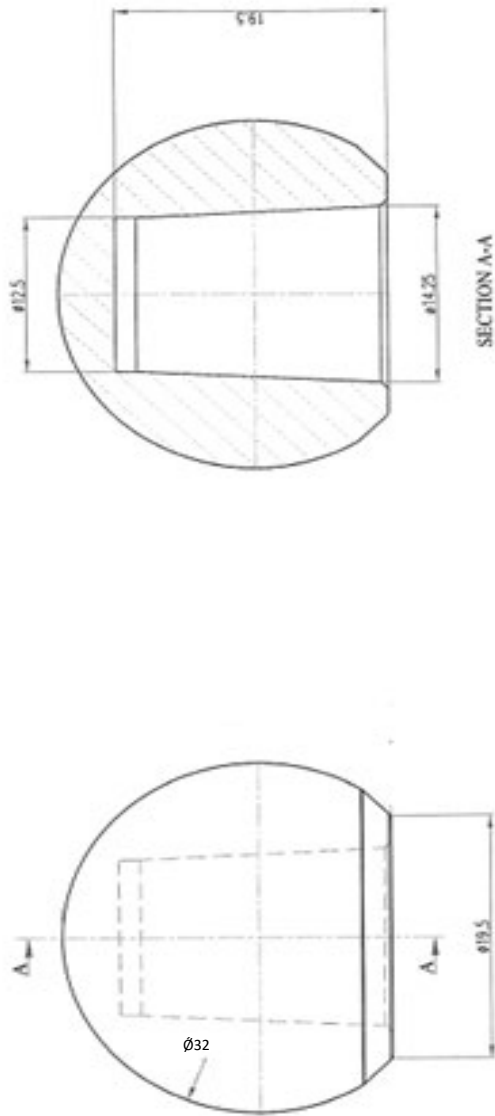
LISTA DE TABLAS

Tabla	Descripción	Página
3.1	Biomateriales usados para las sustituciones Protésicas.	37
3.2	Combinación de diferentes tipos de materiales implantados en algunas prótesis de cadera.	38
3.3	Propiedades mecánicas de diferentes materiales con diferentes estructuras. Siendo el límite elástico, la resistencia máxima y a la elongación.	39
3.4	Propiedades típicas de Tejidos biológicos del sistema y Biomateriales de las Prótesis.	42
3.5	Propiedades típicas de tejidos biológicos del sistema y biomateriales de las prótesis.	43
3.6	Propiedades mecánicas de polietilenos grado médico conforme ISO 5834/2.	44
3.7	Componentes y Mediadas del implante de cadera.	48

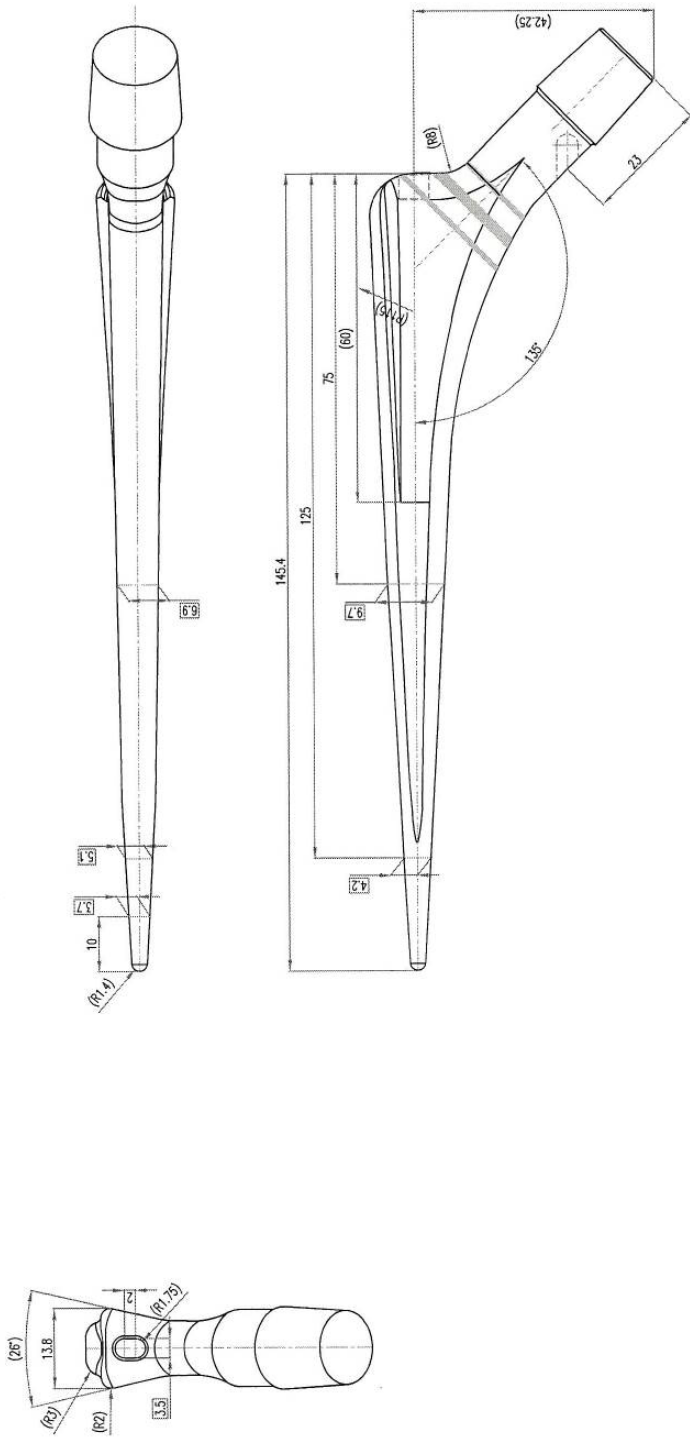


SIZE
•••••
•••••
•••••

FOR DIMENSIONS WITHOUT TOLERANCE				PRODUCT GROUP	—
MEASURE	15-53	120-120	120-120	CATALOGUE NUMBER	02.7046
LINE	•••••	•••••	•••••	PRODUCT NAME	PE ACETABULAR LINER Ø DEG (1. GROUP)
ANGULAR	•••••	•••••	•••••	DRAWING NO	02.7046
ALL DIMENSIONS IN MM			SCALE	MATERIAL	ISO 2834-2
			1/1	ASSEMBLY NO	00
			A4	REVISION NO	01
			DESIGNER		
			NAME		
			SURNAME		
			DATE		
			SIGNATURE		



FOR DIMENSIONS WITHOUT TOLERANCE				PRODUCT GROUP CATALOGUE NUMBER 02.8403																						
<table border="1"> <tr><td>MARKING</td><td>1:5</td><td>1:2</td><td>1:1</td><td>2:1</td><td>3:1</td><td>4:1</td></tr> <tr><td>LINE</td><td>.....</td><td>.....</td><td>.....</td><td>.....</td><td>.....</td><td>.....</td></tr> <tr><td>ANGULAR</td><td>.....</td><td>.....</td><td>.....</td><td>.....</td><td>.....</td><td>.....</td></tr> </table>	MARKING	1:5	1:2	1:1	2:1	3:1	4:1	LINE	ANGULAR	SCALE A4	DESIGNER	CHECKED	APPROVED 	PRODUCT NAME DRAWING NO 02.8403 MATERIAL ISO 9833-E2
MARKING	1:5	1:2	1:1	2:1	3:1	4:1																				
LINE																				
ANGULAR																				
ALL DIMENSIONS IN MM		NAME SURNAME DATE	SIGNATURE 		ASSEMBLY NO 00 REVISION NO 07																					



FOR DIMENSIONS WITHOUT TOLERANCE		TROY CEMENTED STEM POLISHED C&C SIZE 8 / TROY TOTAL	
NUMERICAL	1/10 (0.01)	PRODUCT GROUP	CATALOGUE NUMBER
LINE	0.1 (0.001)	DESIGNER	02.9001
ANGULAR	0.1 (0.001)	CHECKED	PRODUCT NAME
		DESIGNER	02.9001
		NAME	DRAWING NO
		SURNAME	ISO 9132-4
		DATE	MATERIAL
		SIGNATURE	ASSEMBLY NO
			REVISION NO
			03

COVISION

APPROVED

A4

SCALE

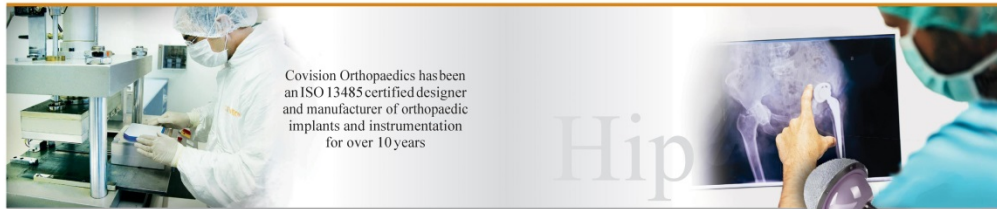
1/1

ALL DIMENSIONS IN MM

APÉNDICE B

Catálogo de piezas Marca Covision

Covision Hip Product Brochure esp_Covision Knee Brochure 15/10/2018 13:01 Page 1



Total Hip Systems

COVISION
ORTHOPAEDICS

Reconstructive Knee, Hip, Spine
and Trauma Devices

Covision Medical Technologies Ltd
Lawn Road, Carlton-in-Lindrick, Workop,
Nottinghamshire S81 9LB, United Kingdom
T + 44 1 909 733737
E info@covision-medical.co.uk
W www.covision-medical.co.uk

CVS-C-H-005 Rev 00 09 2018

Stems - Cemented,
Cementless & Revision
(Troy, Müller, Paragon,
Zweymüller)

Heads - CoCr, Ceramic & SS
Modular, Bipolar and Unipolar

Cups and Liners - Cemented, Cementless
(Müller, Troy and Hipex)

Accessories - Screws, Plugs and
Centralisers

Instrument Sets

COVISION
ORTHOPAEDICS

Reconstructive Hip Devices

Hip Systems



The designs of our Hip implants are based on well proven technologies whose long term use has been proven to deliver excellent clinical outcomes. We offer orthopaedic solutions for each implant scenario including all cemented, cementless, hybrid and reverse hybrid approaches and procedures.



Every product in the range meets all of the CE and MDD regulatory and quality requirements.

All Covision products quality and cost is paramount. Price pressure in many markets means that the demand for lower cost, high quality, clinically proven generic implants, is growing strongly throughout the world.

Our strong focus on quality coupled with our ability to offer our products at a competitive price is helping surgeons to achieve excellent clinical results, while also reducing the cost of the medical procedure.

Realising the vision
Covision, headquartered in Worksop, Nottinghamshire, is fast becoming recognised as one of the world's leading suppliers of the highest quality, cost-effective, generic orthopaedic implants. By providing high levels of customer service and product quality, designed to deliver better outcomes for the patients in all the major sectors of orthopaedic surgery, Covision products have become synonymous with providing hospitals, administrators and surgeons with some of the best, most cost-effective and safest orthopaedic implant solutions.

Covision's hip range includes cemented and cementless stems and cups in a variety of types.

Stems
The cemented stems have different designs and for the various types of the cementless stems we offer different coating options like Ti-plasma and HA, partial and complete and single and double coatings.

Liners
The liners come in different types of PE and there is also a Ceramic option.

Modular Heads
The modular heads come in a variety of sizes and can be supplied in CoCr and Ceramic. In addition to the standard heads we also offer uni-polar and bi-polar versions.

Accessories
Our comprehensive range of accessories include -
• Troy & Hipex Acetabular Screw
• Bone Plug
• Troy Distal Centralisers
• Müller Straight Stem Centralisers

Instrument Sets
Each hip system has a dedicated instrument set that is supplied in a number of metal cases. These instrument sets and all the implants are produced in our manufacturing facility.



Stems Cemented & Cementless / Troy/Müller

Troy Polished Cemented Stem

Material	Neck Taper	Stem/Neck Angle	Code	Stem Length
CoCr	12/14	135°	02.9001	Size 8 145 mm
			02.9002	Size 9 149 mm
			02.9003	Size 10 152 mm
			02.9004	Size 11 155.6 mm
			02.9005	Size 12 159.8 mm
			02.9006	Size 13 166.1 mm
			02.9007	Size 14 176.6 mm

Troy Instrument Set 90.0083

Müller Straight Cemented Stem

Material	Neck Taper	Material	Neck Taper	Code	Stem Length
SS	12/14	CoCr	12/14	02.9007	Size 7,5 02.9008 137 mm
				02.0010	Size 10 02.9009 142 mm
				02.0011	Size 11,25 02.9010 146 mm
				02.0012	Size 12,5 02.9011 147 mm
				02.0013	Size 13,75 02.9012 151 mm
				02.0015	Size 15 02.9013 152 mm
				77.0864	Size 5

Straight Stem Instrument Set 90.0084

Troy Cementless Pressfit Stem

Material	Neck Taper	Stem/Neck Angle	Code	Stem Length
Titanium	12/14	135°	02.1007	Size 7 140 mm
			02.1008	Size 8 145 mm
			02.1009	Size 9 150 mm
			02.1010	Size 10 155 mm
			02.1011	Size 11 160 mm
			02.1012	Size 12 165 mm
			02.1013	Size 13 170 mm
			02.1014	Size 14 175 mm
			02.1015	Size 15 180 mm
			02.1016	Size 16 185 mm

Troy Instrument Set 90.0083

Troy Cementless Porous Coated Stem

Material	Neck Taper	Stem/Neck Angle	Code	Stem Length
Titanium	12/14	135°	02.7007	Size 7 140 mm
			02.7008	Size 8 145 mm
			02.7009	Size 9 150 mm
			02.7010	Size 10 155 mm
			02.7011	Size 11 160 mm
			02.7012	Size 12 165 mm
			02.7013	Size 13 170 mm
			02.7014	Size 14 175 mm
			02.7015	Size 15 180 mm
			02.7016	Size 16 185 mm

Troy Instrument Set 90.0083

Troy Cementless HA Coated Stem

Material	Neck Taper	Stem/Neck Angle	Code	Stem Length
Titanium	12/14	135°	02.2007	Size 7 140 mm
			02.2008	Size 8 145 mm
			02.2009	Size 9 150 mm
			02.2010	Size 10 155 mm
			02.2011	Size 11 160 mm
			02.2012	Size 12 165 mm
			02.2013	Size 13 170 mm
			02.2014	Size 14 175 mm
			02.2015	Size 15 180 mm
			02.2016	Size 16 185 mm

Troy Instrument Set 90.0083

Troy Cementless Porous+ HA Coated Stem

Material	Neck Taper	Stem/Neck Angle	Code	Stem Length
Titanium	12/14	135°	02.4007	Size 7 140 mm
			02.4008	Size 8 145 mm
			02.4009	Size 9 150 mm
			02.4010	Size 10 155 mm
			02.4011	Size 11 160 mm
			02.4012	Size 12 165 mm
			02.4013	Size 13 170 mm
			02.4014	Size 14 175 mm
			02.4015	Size 15 180 mm
			02.4016	Size 16 185 mm

Troy Instrument Set 90.0083

Stems Paragon / Zweymüller Cementless

Paragon Porous & HA Coated Stem

Material	Neck Taper	Stem/Neck Angle	Code	Stem Length
Titanium	12/14	130°	091	High offset Size 1 130 mm
			63.1062	63.1162 Size 2 122 mm
			063	63.1163 Size 3 124 mm
			63.1064	63.1164 Size 4 126 mm
			065	63.1165 Size 5 129 mm
			63.1066	63.1166 Size 6 131.5 mm
			067	63.1167 Size 7 134 mm
			63.1068	63.1168 Size 8 137 mm
			63.1069	63.1169 Size 9 140 mm
			63.1070	63.1170 Size 10 145 mm
			63.1071	63.1171 Size 11 150 mm
			63.1072	63.1172 Size 12 155 mm

Paragon Instrument Set 90.0081

Zweymüller Stem Cementless

Material	Neck Taper	Code	Stem Length			
CoCr	12/14	Porous	Porous & HA	Porous High Offset	Porous & HA High Offset	Size 0 135 mm
		63.0460	63.0500	63.0480	63.0500	Size 1 140 mm
		63.0461	63.0501	63.0481	63.0521	Size 2 145 mm
		63.0462	63.0502	63.0482	63.0522	Size 3 150 mm
		63.0463	63.0503	63.0483	63.0523	Size 4 155 mm
		63.0464	63.0504	63.0484	63.0524	Size 5 160 mm
		63.0465	63.0505	63.0485	63.0525	Size 6 165 mm
		63.0466	63.0506	63.0486	63.0526	Size 7 170 mm
		63.0467	63.0507	63.0487	63.0527	Size 8 175 mm
		63.0468	63.0508	63.0488	63.0528	Size 9 180 mm
		63.0469	63.0509	63.0489	63.0529	Size 10 185 mm
		63.0470	63.0510	63.0490	63.0530	Size 11 190 mm
		63.0471	63.0511	63.0491	63.0531	Size 12 195 mm

Zweymüller Instrument Set 90.0085

Zweymüller Revision Stem Cementless

Material	Neck Taper	Code	Stem Length
CoCr	12/14	Porous + HA	Size 3 180 mm
		62.0543	Size 4 185 mm
		62.0545	Size 5 190 mm
		62.0546	Size 6 195 mm
		62.0547	Size 7 200 mm
		62.0548	Size 8 205 mm
		62.0549	Size 9 210 mm
		62.0550	Size 10 215 mm
		62.0551	Size 11 220 mm

ZWM Revision Instrument Set 90.0064

Heads Modular/Bipolar/Unipolar

Modular Head

Material	Diameter	Length	Code	Diameter	Length	Code	Diameter	Length
CoCr	22 mm	28 mm	32 mm	36 mm				
	02.8300	0 mm	02.8403	-3 mm	02.8503	-3 mm	02.8620	Short
	02.8304	+4 mm	02.8405	0 mm	02.8500	0 mm	02.8621	Medium
	02.8306	+8 mm	02.8407	+4 mm	02.8504	+4 mm	02.8622	Long
			02.8408	+8 mm	02.8508	+8 mm	02.8623	Extra Long
			02.8412	+12 mm	02.8512	+12 mm		

Modular Head

Material	Diameter	Length	Code	Diameter	Length	Code
Ceramic	28 mm	32 mm	36 mm			
	09.2831	Short	09.3231	Short	09.3631	Short
	09.2832	Medium	09.3232	Medium	09.3632	Medium
	09.2833	Long	09.3233	Long	09.3633	Long
			09.3234	Extra Long	09.3634	Extra Long

Bipolar Head

Material	Code	Diameter	Code	Highly Crosslinked Polyethylene	Diameter
CoCr & Polyethylene					
	02.8418	38 mm	02.9938	38 mm	
	02.8440	40 mm	02.9940	40 mm	
	02.8442	42 mm	02.9942	42 mm	
	02.8444	44 mm	02.9944	44 mm	
	02.8446	46 mm	02.9946	46 mm	
	02.8448	48 mm	02.9948	48 mm	
	02.8450	50 mm	02.9950	50 mm	
	02.8452	52 mm	02.9952	52 mm	
	02.8454	54 mm	02.9954	54 mm	
	02.8456	56 mm	02.9956	56 mm	
	02.8458	58 mm	02.9958	58 mm	
	02.8460	60 mm	02.9960	60 mm	

Bipolar Instrument Set 90.0086

Unipolar Head & Sleeve

Material	Head	Diameter	Code	Diameter	Sleeve	Code	Length
SS							
		02.8940	40 mm	02.8952	32 mm	02.8903	-3 mm
		02.8942	42 mm	02.8954	54 mm	02.8900	0 mm
		02.8944	44 mm	02.8956	56 mm	02.8904	+4 mm
		02.8946	46 mm	02.8958	58 mm	02.8908	+8 mm
		02.8948	48 mm	02.8960	60 mm	02.8912	+12 mm
		02.8950	50 mm				

Cups & Liners Cemented & Cementless - Müller/Troy

Cups & Liners Cementless - Hipex



Müller Cemented Cups

Material Polyethylene

Outer Diameter mm	22 mm Head	28 mm Head	32 mm Head
42	02.2242	02.2842	
44	02.2244	02.2844	
46	02.2246	02.2846	02.3246
48		02.2848	02.3248
50		02.2850	02.3250
52		02.2852	02.3252
54		02.2854	02.3254
56		02.2856	02.3256
58		02.2858	02.3258
60		02.2860	02.3260

08.9099 Troy Acetabular Instrument Sets



Troy Cementless Cups

Material Titanium

Outer Diameter mm	HA Coated	Plasma Coated	Porous + HA Coated
Group 0			
38	02.6238	02.6538	02.6438
40	02.6240	02.6540	02.6440
Group 1			
42	02.6242	02.6542	02.6442
44	02.6244	02.6544	02.6444
Group 2			
46	02.6246	02.6546	02.6446
48	02.6248	02.6548	02.6448
50	02.6250	02.6550	02.6450
Group 3			
52	02.6252	02.6552	02.6452
54	02.6254	02.6554	02.6454
56	02.6256	02.6556	02.6456
58	02.6258	02.6558	02.6458
Group 4			
60	02.6260	02.6560	02.6460
62	02.6262	02.6562	02.6462

08.9099 Troy Acetabular Instrument Sets



Troy Liners

Material Polyethylene

Outer Diameter mm	Head Diameter mm	0 Degree PE	0 Degree Highy Crossline PE	10 Degree PE	10 Degree Highy Crossline PE	20 Degree PE	20 Degree Highy Crossline PE
Group 0	38 & 40	02.9400	02.9500	02.9410	02.9510	02.9420	02.9520
Group 1	40 & 42	02.9401	02.9501	02.9411	02.9511	02.9421	02.9521
Group 2	46, 48 & 56	02.9402	02.9502	02.9412	02.9512	02.9422	02.9522
Group 3	52, 54 & 56	02.9403	02.9503	02.9413	02.9513	02.9423	02.9523
Group 4	58, 60 & 62	02.9404	02.9504	02.9414	02.9514	02.9424	02.9524

08.9099 Troy Acetabular Instrument Sets

Hipex Cementless Cups

Material Titanium

Outer Diameter mm	Plasma Coated	Plasma + HA Coated	3D Porous	3D Porous + HA Coated
Group 0				
38	09.2138	09.2238	09.2038	09.2138
40	09.2140	09.2240	09.2040	09.2140
Group 1				
42	09.2142	09.2242	09.2042	09.2142
44	09.2144	09.2244	09.2044	09.2144
Group 2				
46	09.2146	09.2246	09.2046	09.2146
48	09.2148	09.2248	09.2048	09.2148
50	09.2150	09.2250	09.2050	09.2150
Group 3				
52	09.2152	09.2252	09.2052	09.2152
54	09.2154	09.2254	09.2054	09.2154
56	09.2156	09.2256	09.2056	09.2156
58	09.2158	09.2258	09.2058	09.2158
60	09.2160	09.2260	09.2060	09.2160
Group 4				
62	09.2162	09.2262	09.2062	09.2162
64	09.2164	09.2264	09.2064	09.2164
66	09.2166	09.2266	09.2066	09.2166
68	09.2168	09.2268	09.2068	09.2168
70	09.2170	09.2270	09.2070	09.2170



09.0070 Hipex Acetabular Instrument Sets

Hipex Liners

Material Polyethylene

Outer Diameter mm	Head Diameter mm	0 Degree PE	0 Degree Highy Crossline PE	10 Degree PE	10 Degree Highy Crossline PE	20 Degree PE	20 Degree Highy Crossline PE	Ceramic
Group 0	38 & 40	09.2900	09.2800	09.2910	09.2810	09.2920	09.2820	
Group 1	40 & 42	09.2901	09.2801	09.2911	09.2811	09.2921	09.2821	09.2835
Group 2	46, 48 and 50	09.2902	09.2802	09.2912	09.2812	09.2922	09.2822	09.2839
Group 3	52, 54, 56 and 58	09.2903	09.2803	09.2913	09.2813	09.2923	09.2823	09.2841
Group 4	60, 62, 64 and 66	09.2904	09.2804	09.2914	09.2814	09.2924	09.2824	09.2842

08.9099 Troy Acetabular Instrument Sets



PE Ceramic 10 Degree 20 Degree

APÉNDICE C

Técnica Quirúrgica



Prótesis de Cadera

Técnica Quirúrgica

TÉCNICA QUIRÚRGICA

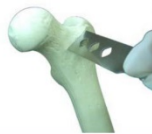
SISTEMAS DE PRÓTESIS DE CADERA NO CEMENTADA

COVISIÓN

Técnica Quirúrgica

Vástago No Cementado

1



Use el Trocánter menor como marca; determinar el nivel femoral de la resección del cuello y osteotomize el cuello femoral.

2



Abra el Canal Femoral con un osteotomo de caja

3



Rimado del Canal Femoral

Coloque la rima del canal femoral al mango universal en T en la rima del canal femoral en el extremo opuesto.

NOTA: El rimar el canal femoral permaneciendo lateralmente puede ayudar a mantener el eje femoral.

Montaje del rimador

Se ensambla la raspa colocando la raspa en el mango de la raspa. La raspa es asentada con un ligero empujón. El desensamble de la raspa del mango de la raspa es fácil presionando el seguro ubicado a un costado.

4



Rimado Femoral

Se inicia el rimado colocando el eje femoral con el tamaño mas pequeño de raspa. Se rima secuencialmente con el tamaño adecuado. Cuando se llega al tamaño deseado alineado hacia arriba con la resección de cuello femoral, detenga el rimado.

Revise la estabilidad rotando la raspa. Si hay un mayor movimiento, expanda un tamaño mas y raspe en ese nuevo tamaño.

Técnica Quirúrgica



Una vez que la raspa final se encuentre completamente asentada, quite el mango de raspa.

5

Prueba

Se selecciona la cabeza femoral de prueba con el diámetro y longitud deseada y se hace la reducción de la cadera para asegurar la estabilidad.



6



Inserción del Vástago

Inserte el vástago femoral seleccionado en el canal femoral. Aplique golpes suaves con el martillo para asentar el vástago. Cheque la estabilidad del Vástago.

Si el implante no se asienta de manera completa, remueva el vástago y repita los pasos de rimado y raspado para el mismo tamaño.

7



Reducción

En este momento, usando las cabezas de prueba, la reducción final puede ser realizada

Cabeza Femoral

Limpie el cuello del vástago femoral y coloque la cabeza femoral apropiada al cuello. Realice varios impactos con un impactor de cabeza.

Técnica Quirúrgica

Acetábulo No Cementado Press-Fit

1



Preparación Acetabular

Exponga el acetábulo completamente y empiece rimando medialmente iniciando con la rima mas pequeña posible. Los tamaños de rima acetabular se incrementan en tamaños de 2 mm. Rime el acetábulo hasta que la hoja hasta que se llegue al sangrado del hueso subcondral.

2



Prueba del Acetábulo

Rime el acetábulo usando la rima acetabular con el mismo eje de la posición final deseada para el implante. Esto es en un ángulo de abducción de 45 grados con de 15 a 20 grados de flexión hacia adelante.

Limpie el cartílago y el tejido suave del acetábulo.

Para decidir el tamaño de la copa acetabular, use la copa de prueba un tamaño mas largo que la rima de diámetro más grande utilizada.

3

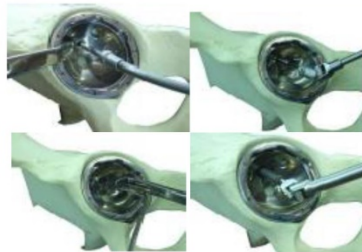


Colocando la Copa

La Copa Press-Fit elegida debe ser un tamaño de diámetro más largo que el diámetro de la rima mas grande utilizada. Coloque el implante elegido con el posicionador/impactor de copa y colóquelo en el acetábulo. La referencia de posición debe ser de 45 grados de abducción y de 15 a 20 grados de flexión hacia adelante. Revise la estabilidad del implante moviendo el mango del posicionador. Después de que la copa acetabular es posicionada, remueva el posicionador girando en sentido

contrario a las manecillas del reloj.

4



Atornillado de la Copa

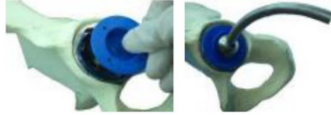
Tornillos de esponjosa deben de ser colocados para una fijación extra. Cuando se decide la posición de los orificios de la copa, cuide que la mejor calidad de hueso se encuentre en la parte superior y en la parte posterior del fémur. No coloque ningún tornillo en el orificio central del componente acetabular.

Antes de colocar los tornillos, toque en el interior de los espacios abiertos para los tornillos y use el medidor de profundidad para decidir la longitud de los tornillos.

Use el desarmador de junta en U, para sostener los tornillos. Asegúrese de que los tornillos queden en los orificios de los tornillos perfectamente y que no afecten al inserto.

Técnica Quirúrgica

5



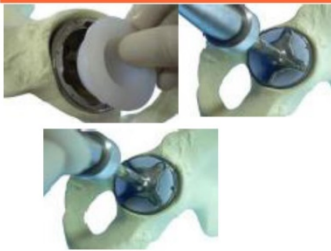
Inserto de Prueba

Usted puede hacer pruebas colocando los insertos de prueba en el interior de la copa acetabular (alternativamente, usted puede omitir este paso y directamente colocar el inserto original)

inserto y la copa.

Durante la colocación del inserto, asegúrese de que no exista algún tejido entre el

6




Método de Colocación del Inserto

Coloque el inserto en la posición seleccionada, asegurándose que la cara del inserto es acorde y en nivel con la cara de la copa. Una vez que el inserto esta completamente asentado en su posición a mano, use el impactor acetabular aplicando series de impactos firmes para asentar completamente el inserto. Haga una inspección final del inserto para asegurarse que el inserto esta completamente colocado en su lugar.

APÉNDICE D

Resultados Mecánicos de Calidad por la Norma DIN 10204-3.1



MediMet
Precision Casting and
Implants Technology GmbH

MediMet Precision Casting and Implants Technology GmbH · Ohle Ring 23-25 · 21684 Stede-Wiepenkathen · Telefon +49 (0)41 41 80 30 - 0 · Telefax +49 (0)41 41 80 30 20

Inspection Certificate

DIN EN 10204-3.1

Inspection Certificate No.: Ort 09032 Page 1 of 3

Customer: Covision Medical Technologies Ltd.
Lawn Rd. Carlton Industrial Park
Carlton In Lindrick Worksoop
Nottinghamshire S31 9LB England
Tel No. 00 44 (0) 1909 733 737
Fax No. 00 44 (0) 1909 733757

Order No.: T09040901 from: 2009-04-14

Delivery No.: 517155 from: 2009-05-20

Our Order No.: 110104

Grade: CoCrMo by ISO 5832/IV (heat treatment by QMA-7-33)

Heat No.: 3161

I.) Chemical Composition of Heat:

Element	Cr	Mo	Ni	Fe	C	Mn	Si	Co
Result of Analysis ¹⁾	28,3	5,7	0,07	0,136	0,23	0,407	0,68	rest

¹⁾ Cert.-No. 284016/3 from 2009-04-24; Cannon Muskegon

II.) Mechanical Results:


	R _{p0,2}	R _m	A ₅	Z
Test Result ²⁾	614,0 MPa	932,0 MPa	15,5 %	17,8 %

²⁾ Record No. 17531 from 2009-04-24, Werkstoffprüfung F. Berg GmbH

II.) X-Ray tests ISO 9584 (tests 100 %).
Assessment of the x-rays ASTM E192 (100 %): OK

III.) Penetration tests ISO 9583 (100 %): OK

IV.) Visual control (100 %): OK



MediMet
Precision Casting and
Implants Technology GmbH

Ohle Ring 23-25
D-21684 Stede-Wiepenkathen
Tel: 04141 - 80 30 - 0
Fax: 04141 - 80 30 20

2009-05-20 S. Amineo
Date / Signature - QS

QUALITY ACCEPTED

DATE: 10.06.2009
NO: 517155-1340-144


Inspected URB 1

[Signature]


APÉNDICE E

Resultados Mecánicos de Calidad por la Norma ISO 5834/2

ISO5834-2 (2)



TEST CERTIFICATE



Orthoplastics PUR - 1050 Medical Grade UHMWPE

CERTIFICATE ACCORDING TO ISO 5834/2

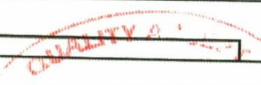
Customer	COVISION MEDICAL TECHNOLOGIES LTD.	Order Number	H09061104	Orthoplastics Ref	010884/1
Size	45mm dia x 1m	Number off	30 off. #36-40/42-45, 3 off each. #41, 2 off. or Rod No's #35, 1 off.	Weight in Kgs	45kg
Powder Grade GUR	1050	Date of Test	7/4/09		
Batch No	1658M	ISO Classification	2	Invoice No	016695
		Powder Lot No	0000320491	Country of Origin	UK

This Material Has Been Processed By Ram Extrusion - Type 2
MATERIAL SUPPLIED AGAINST THIS CERTIFICATE HAS BEEN ANNEALED IN ACCORDANCE WITH
ORTHOPLASTICS QUALITY PROCEDURES SECTION WI OMU 002 FLUID ANNEALING AIR
ANNEALING PRIOR TO TEST AND DESPATCH

Property	Units	Requirements	Test Result
Density	kg/m ³	927/944	930
Ash	mg/kg	≤ 150	101
Particle Count	Number	< 10	0
Light Patch	Number		0
Double notched Izod	kJ/m ²	≥ 73	111
Tensile Stress at Yield 23 °C	MPa	≥ 19	22.3
Tensile Stress at Break 23 °C	MPa	≥ 27	59
Elongation at Break 23 °C	%	≥ 300	399

This certificate does not affect the obligation to perform an incoming goods inspection. This certificate relates to semi-finished material. Printed 18 Jun 09

Signed	13/6/09
K. BUCKLEY	for Orthoplastics



DATE : 1.07.2009
 TEST NO : 016695/453
 SIGNATURE: *huy*

Orthoplastics Ltd., Unit A, Beech Industrial Estate, Bacup, Lancashire, OL13 9EL, England
 Telephone: +44 (0)1706 874171, Fax: +44 (0)1706 879826

APÉNDICE F

Especificación de acuerdo a las normas ISO para el material utilizado para la Prótesis Total de Cadera.

Covision Medical Technologies Ltd. Raw Material Specifications	Issue Date:	Document No.:	Revision
	Previous Edition: New	Page 1 of 1	00 Locations: 6
- Raw Material Specification for Troy Cementless Hip System -			

All materials used in the design of the Troy Cementless Hip System are in conformance with well-established international standards for implantable materials and combinations of materials listed in EN ISO 21534

The diagram shows an exploded view of the hip system components. Red arrows point from text boxes to the corresponding parts:

- Acetabular screw is made of 6Al4V- Titanium Alloy-ISO 5832-3.
- Acetabular Shell cementless is made of 6Al4V- Titanium Alloy-ISO 5832-3
- Acetabular Liner is mad of UHMWPE- ISO 5834-2
- Modular Head is made of Wrought Cobalt Crom- ISO 5832-12
- Troy cementless stem is made of 6Al4V- Titanium Alloy-ISO 5832-3

Material Reference List:

- ISO 5832-3 Implants for surgery - Metallic materials - Part 3: Wrought titanium 6-aluminium 4-vanadium alloy
- ISO 5832-12 Implants for surgery - Metallic materials - Part 12: Wrought cobalt-chromium-molybdenum alloy
- ISO 5834-2 Implants for surgery - Ultra-high molecular weight polyethylene - Part 1: Powder form

PROPRIETARY INFORMATION – COVISION MEDICAL TECHNOLOGIES LTD.
NOT TO BE DISCLOSED TO OTHERS WITHOUT PRIOR WRITTEN APPROVAL