



ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO
FACULTAD DE MECÁNICA
CARRERA DE INGENIERÍA MECÁNICA

**“DESARROLLO DE UNA PRÓTESIS DE CADERA
BIOMECÁNICA TIPO CHARNLEY IMPRESA EN PLA
PARA UN HOMBRE DE 50 AÑOS DEL CANTÓN GUANO”**

TRABAJO DE TITULACIÓN

TIPO: Propuesta Técnica

Presentado para optar al grado académico de:

INGENIERO MECÁNICO

AUTOR: EDWIN ANDRÉS CASTELO GUEVARA

DIRECTOR: Ing. MIGUEL AQUINO ARROBA.

Riobamba – Ecuador

2020

© 2020, Edwin Andrés Castelo Guevara

Se autoriza la reproducción total o parcial, con fines académicos, por cualquier medio o procedimiento, incluyendo la cita bibliográfica del documento, siempre y cuando se reconozca el Derecho de Autor.

Yo, Edwin Andrés Castelo Guevara, declaro que el presente trabajo de titulación es de mi autoría y los resultados del mismo son auténticos. Los textos en el documento que provienen de otras fuentes están debidamente citados y referenciados.

Como autor asumo la responsabilidad legal y académica de los contenidos de este trabajo de titulación; El patrimonio intelectual pertenece a la Escuela Superior Politécnica de Chimborazo.

Riobamba, 24 de Enero de 2020

A handwritten signature in blue ink, enclosed within a hand-drawn oval. The signature reads "Edwin Andrés Castelo Guevara".

Edwin Andrés Castelo Guevara

0604104281

ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO
FACULTAD DE MECÁNICA
CARRERA DE INGENIERÍA MECÁNICA

El Tribunal del trabajo de titulación certifica que: El trabajo de titulación: Tipo: Propuesta Técnica, **DESARROLLO DE UNA PRÓTESIS DE CADERA BIOMECÁNICA CHARNLEY IMPRESA EN PLA PARA HOMBRE DE 50 AÑOS DEL CANTÓN GUANO**, realizado por el señor: **EDWIN ANDRES CASTELO GUEVARA**, ha sido minuciosamente revisado por los Miembros del Tribunal del trabajo de titulación, el mismo que cumple con los requisitos científicos, técnicos, legales, en tal virtud el Tribunal Autoriza su presentación.

	FIRMA	FECHA
Ing. Edwin Viteri Nuñez MSc. PRESIDENTE DEL TRIBUNAL		2020-01-24
Ing. Miguel Sócrates Aquino MSc. DIRECTOR DEL TRABAJO DE TITULACION		2020-01-24
Ing. John Germán Vera MEng, MIEMBRO DE TRIBUNAL		2020-01-24

DEDICATORIA

A Dios y la Virgen por darme la bendición de culminar una nueva etapa, a mis padres Edwin e Isabel, serán siempre el pilar fundamental en mi vida y contare siempre con su apoyo incondicional, a mi hermana Gabriela que me ha permitido compartir momentos único e irrepetibles, a mi sobrina Andrea, te convertiste en mi mayor inspiración, mi vida tomó otro rumbo desde tu llegada. Y a todas las personas que durante toda mi vida siempre me han ayudado en momentos difíciles tanto en lo personal como en lo académico. Siempre estaré eternamente agradecido.

Edwin Andrés Castelo Guevara

AGRADECIMIENTO

Agradecer a Dios por haberme bendecido con una familia como pocos, a la Virgen que siempre me encaminado bien a lo largo de toda mi vida, a mis padres, hermana y sobrina los cuales son mi mayor motivación en el día a día. A la Escuela de Ingeniería en Mantenimiento. En mi corto paso por sus aulas, me enseñaron muchas cosas y las llevare siempre en mi mente. A las personas que siempre me ayudaron desinteresadamente cuando más lo necesitaban, ¡Gracias infinitas!. Mis agradecimientos también a Ingeniería Mecánica, la cual me abrió las puertas para poder cumplir un sueño que en su tiempo era completamente irreal. Al grupo de investigación GIEBI y a sus integrantes, ellos hicieron posible el desarrollo del presente trabajo de titulación.

Edwin Andrés Castelo Guevara

TABLA DE CONTENIDO

ÍNDICE DE TABLAS.....	x
ÍNDICE DE FIGURAS.....	xi
ÍNDICE DE GRÁFICOS.....	xv
ÍNDICE DE ANEXOS	xvi
RESUMEN.....	xvii
ABSTRACT	xviii
INTRODUCCIÓN	1

CAPITULO I

1. MARCO REFERENCIAL.....	2
1.1 Antecedentes.....	2
1.2 Planteamiento del problema	2
1.3 Justificación.....	3
1.3.1 <i>Justificación teórica</i>	3
1.3.2 <i>Justificación metodológica</i>	3
1.3.3 <i>Justificación práctica</i>	4
1.4 Alcance	4
1.5 Objetivos.....	4
1.5.1 <i>Objetivo General</i>	4
1.5.2 <i>Objetivos Específicos</i>	5

CAPITULO II

2. MARCO TEORICO.....	6
2.1 Breve reseña histórica de las prótesis mecánicas.....	6
2.2 Prótesis tipo Charnley	7
2.3 PLA (Acido Poli láctico).....	8
2.3.1 <i>Aplicaciones, propiedades mecánicas y térmicas del PLA</i>	8
2.4 Estructura de los huesos.....	10
2.4.1 <i>Anatomía de la cadera</i>	11
2.4.2 <i>Fémur</i>	11
2.4.3 <i>Ligamentos de la cadera</i>	12

2.4.4.	<i>Causas del desgaste óseo de la cadera.</i>	13
2.4.4.1.	<i>Artrosis de cadera</i>	14
2.4.4.2.	<i>Artritis reumatoide de cadera</i>	14
2.4.4.3.	<i>Fractura de cadera por osteoporosis</i>	14
2.5.	Biomecánica de la cadera	15
2.5.1.	<i>Movimientos de flexión en la cadera</i>	16
2.5.2.	<i>Movimientos de extensión de la cadera</i>	19
2.5.3.	<i>Movimientos de abducción</i>	21
2.5.4.	<i>Movimientos de aducción</i>	22
2.5.5.	<i>Movimientos de rotación de la cadera</i>	24

CAPITULO III

3.	CÁLCULOS PARA LA PRÓTESIS BIOMECÁNICA	26
3.1.	Esfuerzos en prótesis de cadera	26
3.1.1.	<i>Tracción</i>	26
3.1.2.	<i>Compresión</i>	26
3.1.3.	<i>Flexión</i>	27
3.1.4.	<i>Cizalla o corte</i>	27
3.1.5.	<i>Torsión</i>	28
3.1.6.	<i>Esfuerzos combinados</i>	28
3.2.	Cálculo del Índice de masa corporal (IMC)	28
3.3	Centro de gravedad en el cuerpo humano	30
3.4.	Tipos de cargas aplicadas a la prótesis biomecánica	31
3.4.1.	<i>Cargas en las cabezas femorales en posición estática cuando la persona se encuentra de pie.</i>	31
3.4.2.	<i>Cargas en las cabezas femorales en apoyo unipodal o en un solo pie.</i>	32
3.4.3.	<i>Peso sobrepuesto en la cadera siendo equilibrado por una fuerza muscular</i>	34
3.4.4.	<i>Análisis de fuerzas con una carga exterior de 6kg ubicado en la mano derecha</i>	35
3.4.5.	<i>Carga al bajar un escalón</i>	35
3.4.6.	<i>Cargas en análisis dinámico</i>	36
3.5.	Escaneo del fémur y pelvis	37
3.5.1.	<i>Importación de geometría en Geomagic Design X.</i>	39
3.6.	Ensayo de péndulo IZOD bajo la NORMA ASTM D256	41

CAPITULO IV

4.	DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE LA PRÓTESIS BIOMECÁNICA DE CADERA.....	44
4.1.	Diseño de la prótesis biomecánica	44
4.1.1.	<i>Modelado del elemento</i>	<i>45</i>
4.1.2.	<i>Diseño de la copa acetabular y acetábulo.....</i>	<i>45</i>
4.2.	Análisis estático de la prótesis en Ansys	46
4.2.1.	<i>Pre proceso.....</i>	<i>46</i>
4.2.2	<i>Proceso</i>	<i>49</i>
4.2.2.3.	<i>Aplicación de la carga con un peso adicional de 6 kg</i>	<i>51</i>
4.2.2.4.	<i>Aplicación de carga con la fuerza muscular</i>	<i>52</i>
4.2.2.5.	<i>Aplicación de carga en posición bipodal</i>	<i>53</i>
4.2.2.6.	<i>Aplicación de las cargas estáticas.....</i>	<i>54</i>
4.2.3.	Post proceso.	55
4.2.3.1.	<i>Resultados de deformación y esfuerzo equivalente ante la carga para subir un escalón</i>	<i>55</i>
4.2.3.2.	<i>Resultados de deformación y esfuerzo equivalente respecto a la carga unipodal</i>	<i>56</i>
4.2.3.3.	<i>Resultados de deformación y esfuerzo equivalente respecto a la carga adicional de 6kg</i>	<i>57</i>
4.2.3.4.	<i>Resultados de deformación y esfuerzo equivalente respecto a la carga fuerza muscular</i>	<i>59</i>
4.2.3.5.	<i>Resultados de deformación y esfuerzo equivalente respecto a la carga en bipodal....</i>	<i>60</i>
4.2.3.6.	<i>Análisis prótesis aplicando todas las cargas estáticas</i>	<i>61</i>
4.3.	Análisis dinámico de fuerzas.....	63
4.3.1.	<i>Definición de la Geometría y Densidad</i>	<i>64</i>
4.3.2.	<i>Definición de parámetros y juntas para simulación de la caminata.....</i>	<i>65</i>
4.3.3.	<i>Resultados de fuerzas en la simulación de la marcha.....</i>	<i>67</i>
4.4.	Análisis de fuerzas en nCode Design Life.....	69
4.5.	Impresión 3d del fémur y pelvis	73
4.6.	Ensamble de la prótesis de cadera	74
4.7.	Movimientos de la cadera con la prótesis biomecánica.....	76
4.7.1.	<i>Movimientos de extensión con la prótesis de cadera.....</i>	<i>76</i>
4.7.2.	<i>Movimientos de flexión con la prótesis de cadera</i>	<i>77</i>
4.7.3.	<i>Movimientos de aducción con la prótesis de cadera.....</i>	<i>78</i>
4.7.4.	<i>Movimientos de abducción con la prótesis de cadera.....</i>	<i>79</i>
4.8.	Ensayo de compresión del protesis de cadera.	80
4.9.	Validación de resultados según la prótesis de titanio con recubrimiento y la que posee el paciente actualmente.	83
4.9.1.	<i>Aplicación de fuerzas estáticas en la prótesis que posee el paciente</i>	<i>83</i>
4.9.1.	<i>Aplicación de fuerzas estáticas en la prótesis de titanio con recubrimiento</i>	<i>86</i>

4.10. Comparación de resultados y posibles recubrimientos	88
CONCLUSIONES.....	91
RECOMENDACIONES.....	92
BIBLIOGRAFÍA	
ANEXOS	

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1-2:	Propiedades mecánicas de la PLA.....	9
Tabla 2-2:	Propiedades físicas y térmicas del PLA	9
Tabla 3-2:	Composición del hueso.....	10
Tabla 4-2:	Módulo de Elasticidad del fémur y cresta iliaca.....	10
Tabla 5-2:	Movimientos y músculos de la cadera.....	13
Tabla 6-2:	Principales movimientos en la cadera	24
Tabla 1-3:	Esfuerzos longitudinal y transversal del hueso.....	27
Tabla 2-3:	Índice de Masa Corporal según el rango de edad	28
Tabla 3-3:	Reacciones en la posición bipodal.....	30
Tabla 4-3:	Reacciones en la posición unipodal.....	32
Tabla 5-3:	Reacciones en la posición carga externa 6 kg	34
Tabla 6-3:	Resultados del ensayo de impacto IZOD con estructura cúbica.....	38
Tabla 7-3:	Resultados del ensayo de impacto IZOD con estructura trihexagonal	38
Tabla 1-4:	Principales movimientos en la cadera	58
Tabla 2-4:	Pares ordenados de la articulación cadera-muslo derecha.....	63
Tabla 3-4:	Pares ordenados de la articulación cadera-muslo izquierda	63
Tabla 4-4:	Resultados de los principales movimientos de la biomecánica de la cadera.	80
Tabla 5-4:	Valores de esfuerzo y deformación de las prótesis de cadera	88
Tabla 6-4:	Principales ventajas y desventajas de la prótesis de cadera.....	88
Tabla 7-4:	Recubrimientos para prótesis de cadera	90

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1-2:	Radiografía de una prótesis tipo Charnley	7
Figura 2-2:	Microestructura del PLA.....	8
Figura 3-2:	Férula impresa en 3D con PLA.....	9
Figura 4-2:	Partes de la cadera.....	11
Figura 5-2:	Fémur de una persona de 50 años de sexo masculino.....	12
Figura 6-2:	Hueso Pélvico	13
Figura 7-2:	Planos principales del cuerpo humano.....	15
Figura 8-2:	Movimiento de flexión a 90°, rodilla extendida	16
Figura 9-2:	Movimiento de flexión donde la rodilla a 120°	17
Figura 10-2:	Movimiento con la rodilla extendida y tronco flexionado.....	17
Figura 11-2:	Movimiento de flexión entre el muslo y el tórax	18
Figura 12-2:	Movimiento de flexión pasiva con ambas rodillas.....	18
Figura 13-2:	Movimiento de extensión con rodilla.....	19
Figura 14-2:	Movimiento de extensión con rodilla flexionada.....	19
Figura 15-2:	Movimiento con anteversión pélvica	20
Figura 16-2:	Movimientos entrenados con extensión de piernas.....	20
Figura 17-2:	Movimientos de aducción	21
Figura 18-2:	Movimientos combinados de abducción.....	21
Figura 19-2:	Planos de referencia	22
Figura 20-2:	Movimientos típicos realizados en aducción	22
Figura 21-2:	Movimientos de aducción	23
Figura 22-2:	Movimientos de rotación a 30°	23
Figura 23-2:	Movimiento de rotación a 60°.....	24
Figura 24-2:	Movimientos específicos de rotación.....	24
Figura 1-3:	Hueso sometido a tracción.....	25
Figura 2-3:	Hueso sometido a compresión	26
Figura 3-3:	Hueso sometido a flexión.....	26
Figura 4-3:	Hueso sometido a esfuerzos de cizalla.....	27
Figura 5-3:	Centro de gravedad en una persona.	29
Figura 6-3:	Área de la cabeza femoral obtenida mediante Solidworks	35
Figura 7-3:	Fases del ciclo de marcha	36

Figura 8-3:	Escáner KINECT XBOX	37
Figura 9-3:	Fémur derecho de una persona de 50 años	37
Figura 10-3:	Hueso pélvico de una persona de 50 años.....	37
Figura 11-3:	Fémur derecho importado a Geomagic Design X.....	38
Figura 12-3:	Malla de la pelvis importada a Geomagic Design X.....	38
Figura 13-3:	Aplicación de herramientas en Geomagic Design X para el fémur	39
Figura 14-3:	Aplicación de herramientas en Geomagic Design X para la pelvis	39
Figura 15-3:	Aplicación Auto Surface en Geomagic Design X en el fémur	40
Figura 16-3:	Aplicación Auto Surface en Geomagic Design X en la pelvis	40
Figura 17-3:	Ensayo de impacto IZOD bajo la Norma ASTM D 256.....	41
Figura 18-3:	Dimensiones de la probeta bajo la Norma ASTM D 256	41
Figura 1-4:	Fémur escaneado para modelado	43
Figura 2-4:	Diseño y modelación de la prótesis biomecánica	44
Figura 3-4:	Diseño Copa Acetabular	44
Figura 4-4:	Diseño acetábulo	45
Figura 5-4:	Propiedades mecánicas y físicas del PLA ingresadas en ANSYS	46
Figura 6-4:	Secciones de la prótesis biomecánica	46
Figura 7-4:	Mallado de la prótesis biomecánica por Element Quality	47
Figura 8-4:	Estado de la malla por Element Quality	47
Figura 9-4:	Persona baja un escalón	48
Figura 10-4:	Aplicación de la carga cuando la persona baja un escalón	49
Figura 11-4:	Posición unipodal.....	49
Figura 12-4:	Aplicación de la fuerza para la posición unipodal	50
Figura 13-4:	Persona con un peso de 6kg	50
Figura 14-4:	Aplicación de las fuerzas caso fuerza externa de 6kg.....	51
Figura 15-4:	Caso fuerza muscular	51
Figura 16-4:	Aplicación de la carga frente al caso equilibrado por fuerza muscular	52
Figura 17-4:	Posición bipodal.....	52
Figura 18-4:	Aplicación de la carga respecto a la posición bipodal	53
Figura 19-4:	Aplicación de todas las cargas	53
Figura 20-4:	Deformación de la prótesis al bajar un escalón.....	54
Figura 21-4:	Esfuerzo equivalente al caso bajar un escalón	54
Figura 22-4:	Deformación de la prótesis respecto al caso unipodal	55
Figura 23-4:	Esfuerzo equivalente respecto al caso con caso unipodal	56

Figura 24-4:	Deformación de la prótesis carga externa de 6 kg	56
Figura 25-4:	Esfuerzo equivalente caso fuerza externa de 6kg.....	57
Figura 26-4:	Deformación, caso equilibrado por fuerza muscular.....	57
Figura 27-4:	Esfuerzo equivalente respecto al caso equilibrado por fuerza muscular.....	58
Figura 28-4:	Deformación caso en posición bipodal	58
Figura 29-4:	Esfuerzo equivalente respecto a la posición bipodal.....	59
Figura 30-4:	Deformación total en la prótesis de cadera	60
Figura 31-4:	Esfuerzo equivalente en la prótesis de cadera.....	60
Figura 32-4:	Factor de seguridad en la prótesis de cadera.....	61
Figura 33-4:	Definición de la geometría en MSC ADAMS	62
Figura 34-4:	Definición de densidad en MSC ADAMS	62
Figura 35-4:	Juntas para el análisis dinámico en MSC ADAMS	63
Figura 36-4:	Simulación de la marcha en MSC ADAMS	64
Figura 37-4:	Ciclo de marcha fase crítica en MSC ADAMS	64
Figura 38-4:	Simulación fase final marcha en MSC ADAMS.....	64
Figura 39-4:	Resultado del análisis dinámico de la articulación cadera-muslo	65
Figura 40-4:	Curva S-N semejante al PLA.....	67
Figura 41-4:	Datos del espectro cadera-muslo derecho ingresados en la interfaz de nCode ...	68
Figura 42-4:	Daño según el espectro de la articulación cadera-muslo derecha.....	69
Figura 43-4:	Vida en número de ciclos según el espectro cadera-muslo derecho	69
Figura 44-4:	Datos del espectro cadera-muslo izquierdo en la interfaz de nCode	70
Figura 45-4:	Daño según el espectro de la articulación cadera-muslo izquierdo.....	70
Figura 46-4:	Vida en número de ciclos según el espectro de la articulación cadera-muslo izquierdo.....	71
Figura 47-4:	Configuración parámetros e impresión en 3D de la pelvis	72
Figura 48-4:	Configuración parámetros e impresión en 3D del fémur	72
Figura 49-4:	Acetábulo y copa acetabular ensamblada en la pelvis	73
Figura 50-4:	Prótesis de cadera ensamblada	73
Figura 51-4:	Goniómetro médico	74
Figura 52-4:	Movimiento de extensión en posición decúbito prono	74
Figura 53-4:	Movimiento de la articulación marcando 20°	75
Figura 54-4:	Movimiento de flexión en posición decúbito supino	75
Figura 55-4:	Articulación marcando 150° para el movimiento en flexión.	76
Figura 56-4:	Espina iliaca anterosuperior un ángulo de 90° con el fémur	76

Figura 57-4:	Goniómetro indicando el ángulo para este tipo de movimiento.....	77
Figura 58-4:	Movimiento de abducción.....	77
Figura 59-4:	Colocación del goniómetro para este movimiento.....	78
Figura 60-4:	Probetas de Acero AISI 1018 ensayo compresión.....	79
Figura 61-4:	Colocación probeta para ensayo de compresión.....	79
Figura 62-4:	Deformación probeta a una carga de 1045 kgf de compresión.....	80
Figura 63-4:	Prótesis de cadera biomecánica del paciente.....	81
Figura 64-4:	Cargas en la prótesis del paciente.....	82
Figura 65-4:	Deformación en la prótesis del paciente.....	82
Figura 66-4:	Esfuerzo equivalente en la prótesis del paciente.....	83
Figura 67-4:	Factor de seguridad de la prótesis del paciente.....	83
Figura 68-4:	Deformación de la prótesis con recubrimiento.....	84
Figura 69-4:	Esfuerzo equivalente de la prótesis con recubrimiento.....	85
Figura 70-4:	Factor de seguridad de la prótesis con recubrimiento.....	85

ÍNDICE DE GRÁFICOS

Gráfico 1-3:	Cargas estáticas producidas en las cabezas femorales.....	30
Gráfico 2-3:	Cargas estáticas de deslizamiento y compresión.....	31
Gráfico 3-3:	Distribución de fuerzas en el fémur.....	32
Gráfico 4-3:	Fuerzas en la cadera equilibrada por una fuerza muscular.....	33
Gráfico 5-3:	Resultados de Ensayo de Impacto IZOD con las distintas estructuras.....	38
Gráfico 1-4:	Comportamiento de las fuerzas de la articulación cadera-muslo derecho.....	62
Gráfico 2-4:	Comportamiento de las fuerzas de la articulación cadera-muslo izquierdo.....	63
Gráfico 3-4:	Curvas S-N de diversos polímeros.....	64
Gráfico 4-4:	Espectro en ANSYS. Articulación cadera-muslo derecho.....	65
Gráfico 5-4:	Espectro en ANSYS. Articulación cadera-muslo izquierdo.....	65
Gráfico 6-4:	Resultados del ensayo de compresión para la prótesis de cadera.....	82

ÍNDICE DE ANEXOS

ANEXO A: RESULTADOS ENSAYO PÉNDULO IZOD

ANEXO B: RADIOGRAFÍA PACIENTE DE 50 AÑOS DE EDAD DEL CANTÓN GUANO

ANEXO C: PLANOS GENERALES DE LA PRÓTESIS DE CADERA

ANEXO D: MICROGRAFÍA DEL PLA

ANEXO E: RESULTADOS DEL ENSAYO DE COMPRESIÓN

RESUMEN

El presente trabajo de titulación tuvo por objetivo desarrollar una prótesis biomecánica de cadera para una persona de 50 años del Cantón Guano con parámetros específicos como estatura y peso corporal. Se ha visto la necesidad de modelar y construir este elemento mecánico basándose en personas con enfermedades degenerativas, esto contribuye a mejorar la sociedad con la ayuda de la innovación tecnológica. La prótesis debe cumplir con la biomecánica la cadera respecto a los planos principales del cuerpo humano. El desarrollo comprende tres etapas básicas, la primera es el estudio y la investigación del PLA con sus ensayos respectivos, posteriormente en la segunda etapa radica en el escaneo de los huesos del cuerpo humano con software de Dibujo Asistido por Computadora (CAD). El modelado, análisis de fuerzas y su posterior impresión abarcan la metodología de la tercera etapa donde las dimensiones para el dispositivo son tomadas del banco de huesos de la Escuela de Medicina de la ESPOCH, después, mediante el software ANSYS se aplican cargas estáticas según los casos puntuales y críticos. También se emplean las cargas dinámicas simuladas en el software MSC ADAMS según la fase de marcha más crítica para posteriormente imprimir en 3D de todos los componentes de la prótesis y durante el periodo estimado de pruebas, el mecanismo presenta excelentes resultados en los movimientos de aducción, abducción, extensión y flexión. Se concluye que la prótesis de cadera impresa en PLA responde a las exigencias pertinentes y no presenta restricción alguna sobre los principales movimientos en el cuerpo humano. El estudio de la bioimpresión en prótesis es un tema recomendado debido a que esta tecnología está revolucionando la Medicina a pasos agigantados y puede ser útil en investigaciones posteriores.

Palabras clave: <CADERA>, <PLA (POLÍMERO)>, <CHARNLEY (PRÓTESIS)>, <BIOMECÁNICA>, <ANSYS (SOFTWARE)>, <MSC ADAMS (SOFTWARE)>, <IMPRESIÓN 3D>, <BIOIMPRESIÓN>, <GUANO (CANTÓN)>.



ABSTRACT

The objective of this degree work was to develop a biomechanical hip prosthesis for a 50-year-old person from Guano Canton with specific parameters such as height and body weight. It is crucial to model and build this mechanical element based on people with degenerative diseases; this helps to improve society with the help of technological innovation. The prosthesis must comply with the biomechanics of the hip concerning the principal planes of the human body. The development includes three primary stages; the first is the study and research of the PLA with their tests, then the second stage lies in the scanning of the bones of the human body with Computer Aided Drawing (CAD) software. The modelling, force analysis and subsequent printing cover the methodology of the third stage where the device dimensions are collected from the bone bank of the School of Medicine ESPOCH, then, using the ANSYS software, static loads are applied according to the particular and critical cases. Simulated dynamic loads are also used in the MSC ADAMS software according to the most critical gait phase to subsequently print in 3D of all the prosthesis components and during the estimated period of testing, the mechanism exhibits excellent results in adduction movements, abduction, extension and flexion. The conclusion is that the hip prosthesis printed in PLA responds to the relevant requirements and does not present any restrictions on the main movements in the human body. The study of bioprinting in prostheses is a recommended topic because this technology is revolutionising Medicine by leaps and bounds and can be useful in subsequent research.

Keywords: <HIP>, <PLA (POLYMER)>, <CHARNLEY (PROSTHESIS)>, <BIOMECHANICS>, <ANSYS (SOFTWARE)>, <MSC ADAMS (SOFTWARE)>, <3D PRINTING>, <BIOPRINTING>, <GUANO (CANTON) >.



INTRODUCCIÓN

Con el paso de los años el hombre siempre se enfrentó a varios problemas y necesidades dentro de su vida cotidiana, desde su ingenio ha logrado solucionar en parte o en su totalidad estas dificultades. Las prótesis biomecánicas desde su creación han conseguido suplir de buena manera a diversas partes del cuerpo humano teniendo resultados positivos debido a las características de los materiales usados para sus aplicaciones.

Este punto es importante dependiendo la complejidad del organismo en el ser humano y se la debe tratar sutilmente, por ello, dependiendo de la amplia gama de materiales seleccionamos el PLA debido a su costo y adquisición en el mercado

El PLA por ser un material biodegradable se ha constituido en uno de los pilares fundamentales en la impresión 3D debido a los buenos resultados en férulas o prótesis tanto internas como externas y la gran ayuda que presenta para las posteriores rehabilitaciones.

Realizar el diseño de la prótesis biomecánica de cadera depende de las características esenciales de cada persona usando diferentes parámetros para el modelado del elemento mecánico presentando un buen desempeño.

El presente trabajo se enfoca en el diseño, modelación y la posterior impresión de la prótesis de cadera utilizando escaneo 3D con el objetivo de que una persona de 50 años de sexo masculino de la provincia de Chimborazo presente mejoras en su salud.

Con esta prótesis biomecánica se pretende recrear los múltiples movimientos realizados por el ser humano dentro de la articulación coxofemoral como son flexión, extensión, aducción y abducción, esto con la ayuda de la impresión 3D de la pelvis y fémur de una persona con características similares a la persona de sexo masculino de 50 años.

La simulación mediante un software de análisis como ANSYS consiste en aplicar cargas y soportes al mecanismo observando el comportamiento mecánico, mientras que con su complemento nCODE, nos permite realizar simulaciones dinámicas por medio de pares ordenados u hojas en Excel. MSC ADAMS permite conocer el comportamiento de las fuerzas dinámicas. Además, en SolidWorks se modela la prótesis de cadera con parámetros establecidos. Posteriormente comparamos resultados con ensayos destructivos para conocer el comportamiento del elemento.

CAPITULO I

1. MARCO REFERENCIAL

1.1 Antecedentes

Las prótesis dentro del organismo y fuera de ello se ha convertido actualmente en una parte importante dentro del estudio de la bioingeniería. Las prótesis de cadera tienen diversas utilidades y presenta en parte, una solución a las personas que padecen de enfermedades crónicas y en muchos casos deficiencias propias (causas naturales). Actualmente existen prótesis biomecánicas impresas en 3D con estudios y resultados son satisfactorios, teniendo una gran resistencia y acoplándose al cuerpo de buena manera debido a las características propias de los materiales.

La aplicación de este tipo de prótesis de cadera inicia en Europa, con efectos positivos respecto a las prótesis fabricadas netamente de aleaciones. Estas últimas nombradas tienen un uso estimado de 10 años y el paciente sometido a la intervención quirúrgica (artroplastia) no presenta complicaciones en ese período de tiempo, es más, no se ha previsto un tiempo límite para otro cambio de prótesis en la cadera.

Las prótesis metálicas respecto a los biomateriales presentan ciertas diferencias, esto debido a que, en la artroplastia, intervención quirúrgica, se gasta gran parte del hueso del acetábulo de la pelvis (hueso linfático) y el cartílago de la cabeza femoral, éstos son lubricados con el líquido sinovial y nos permite realizar movimientos en los planos principales del cuerpo humano como son el sagital, frontal y anteroposterior.

Las prótesis actuales se adaptan mejor al organismo, gran parte de innovación han tenido los materiales poliméricos y se descarta la posibilidad del rechazo en el cuerpo humano, es importante mencionar la aplicación de los polímeros, usado también en estudio de férulas para distintas partes del cuerpo colocadas externamente.

1.2 Planteamiento del problema

En nuestro país las intervenciones quirúrgicas correspondientes a la artroplastia son comunes en personas con anomalías en su cadera, pero existen ciertas dificultades en cuanto a la adquisición del producto y la representación significativa de dinero.

Además, las prótesis de cadera de ciertos materiales no se ajustan al cuerpo humano con alto grado de confort, o a su vez el organismo tiende a rechazar el material por diversos motivos médicos, en base a esta problemática se pretende implementar el uso del PLA con objetivos puntuales en base a las necesidades básicas de los pacientes. El material polimérico consta de componentes biodegradables como la caña de azúcar o maíz. Para nuestro caso, el estudio se enfoca únicamente en la zona de la cadera (pelvis y fémur).

Otro de los principales inconvenientes son las exigencias de la persona con problemas en la articulación de la cadera y se debe tomar en cuenta ciertos parámetros como la edad, peso corporal y sexo del paciente.

1.3 Justificación

1.3.1 Justificación teórica

Para el análisis respecto a las prótesis de cadera, las cargas aplicadas y el diseño personalizado abarcan un estudio importante tomando en cuenta diversas ramas como son la medicina, diseño mecánico, y estudio sobre materiales poliméricos.

En cuanto a los polímeros, estos deben adaptarse y presentar confort en el cuerpo humano sin ninguna dificultad, deben ser resistentes cumpliendo con las necesidades propias de la artroplastia. Las impresiones 3D presenta investigaciones en los últimos años en cuanto a la implantación de prótesis por lo que su estudio requiere un análisis exhaustivo para aplicarlo en el presente trabajo.

El diseño mecánico de la prótesis de cadera varía de acuerdo con la edad de la persona, estatura, peso corporal, anomalía o enfermedad, entonces se considera indispensable conocer estos parámetros para no tener complicaciones futuras. En el trabajo de titulación se plantea diseñar la prótesis de cadera para una persona de 50 años de sexo masculino del Cantón Guano con artritis reumatoide.

1.3.2 Justificación metodológica

La prótesis de cadera con el material biodegradable se basa netamente en una investigación con propuesta técnica por el diseño, estudio del PLA y la simulación de colocación de la prótesis. Además, este elemento debe ser útil en la sociedad, solucionando parcialmente el problema de la persona con anomalía en la articulación de la cadera. Se debe tener en cuenta las variables de interés, para posteriormente escanear la parte ósea de un individuo con características similares

para diseñar la prótesis y posteriormente construirla cumpliendo con los principales movimientos en los diversos planos del cuerpo humano

1.3.3. Justificación práctica

La propuesta en el trabajo de investigación busca modelar la prótesis de cadera tomando en cuenta las deficiencias o anomalías del hombre de 50 años, con antecedente de artroplastia en la cadera, donde el paciente posee artritis reumatoide hace 20 años, para ello se necesita de un amplio estudio de traumatología complementado con el diseño mecánico, escaneo de miembros del cuerpo humano y estudio sobre PLA para obtener un elemento útil y manipulable.

Con la ayuda de software analizaremos esfuerzos, deformaciones y cargas presentes en la prótesis impresa en PLA con la única finalidad de dar una solución y mejora en la salud respecto a la prótesis de aleación del paciente, realizando comparaciones mecánicas de ambos elementos ante una posibilidad de rechazo en el organismo que complique la salud del paciente de 50 años del Cantón Guano.

El tema propuesto también abarca la construcción de la prótesis con PLA, la misma se va a validar la resistencia mediante la simulación en ANSYS aplicando diversos casos de cargas en las zonas críticas del fémur.

1.4 Alcance

El presente proyecto pretende conocer el comportamiento del material biodegradable ante ensayos de impacto IZOD y compresión, con la finalidad de comparar datos adquiridos por el software de análisis ANSYS para cargas críticas en zonas específicas de la prótesis. El elemento impreso en 3D debe realizar los movimientos principales de la biomecánica de cadera similares a los de la articulación coxofemoral, dando paso a nuevas investigaciones con distintos materiales e innovaciones tecnológicas.

1.5 Objetivos

1.5.1 Objetivo General

Estudiar, modelar y construir una prótesis de cadera para un hombre de 50 años del cantón Guano utilizando el método de escaneado 3D para miembros del cuerpo humano.

1.5.2 Objetivos Específicos

- Estudiar y analizar las características del PLA mediante ensayos de péndulo IZOD bajo la norma ASTM D256
- Diseñar la prótesis de cadera en base al método de escaneo 3D para miembros del cuerpo humano para un hombre de 50 años del cantón Guano.
- Construir la prótesis de cadera impresa en 3D y simular en ANSYS las fuerzas estáticas y dinámicas a las cuales se somete el paciente.
- Validar el estudio de la prótesis de cadera impresa en 3D respecto al mecanismo que actualmente posee el paciente.

CAPITULO II

2. MARCO TEORICO

2.1 Breve reseña histórica de las prótesis mecánicas

Dentro de la historia, el ser humano siempre ha estado envuelto en ciertos problemas relacionados con su salud, a lo largo de los años por diferentes motivos las personas han sufrido daños en su cuerpo y en muchos casos la mutilación de estos. Gracias al ingenio innato del hombre por remediar problemas, progresivamente a buscado soluciones como la colocación de ganchos en sus manos, piernas de madera o ciertos materiales sustituyendo parcialmente algún miembro de su cuerpo.

Con el avance de la tecnología y hasta la actualidad existen estudios intensivos en el cual se ha obtenido diversas soluciones entre ellas las primeras prótesis, conseguidas a partir del descubrimiento de metales y las características propias de éstos para adaptarse al cuerpo humano.

La primera prótesis de cadera tuvo lugar en 1923 por Smith-Petersen en la conocida artroplastia de molde. El procedimiento consistía en restituir las superficies articulares afectadas mediante la exposición del hueso esponjoso en la cabeza femoral.(Álvarez Llanas et al. 2017, p. 22)

En Moscú, Sivash implantó en 1959 el primer cotilo sin cementar de una articulación metal – metal, modelo de prótesis de cadera popular para las intervenciones quirúrgicas de artroplastia.(De la Flor García 2015, p. 10)

Con el avance de la tecnología y el uso de las impresiones en 3D, en 2007 Guido Grappiolo colocó un implante conocido como “Delta-TT Cup” mediante la artroplastia, este implante no presenta molestia alguna de lo cual se tiene información al respecto, haciéndola sumamente eficiente considerando los mecanismos de materiales como titanio con una vida útil de 10 años, después de este periodo, la persona debe someterse a otra intervención quirúrgica.

En la actualidad los materiales biodegradables como el PLA en filamento, presentan resultados aceptables en prótesis externas en el cuerpo humano y es de gran ayuda para el proceso de rehabilitación de algún miembro dañado o fracturado.(Velázquez-Infante et al. 2014, p. 4)

La artroplastia de cadera es uno de los procedimientos comúnmente usados y se refiere al reemplazo de la articulación completa o parcial de la cadera por un implante protésico. (Duque Morán et al. 2011, p. 1)

2.2 Prótesis tipo Charnley

Charnley propuso en copas acetabulares con polímeros similares al polietileno y acero inoxidable. Estos materiales presentaron un desgaste fuera de lo esperado en las primeras pruebas. En años posteriores modifica el Teflón por UHMWPE, polietileno con un alto peso, el cual, a pesar de su alto coeficiente de fricción, es mucho más resistente al desgaste. Este material, en el componente acetabular, fue tan exitoso misma razón por la cual hasta en la actualidad se ha optado por este componente. Trabajos posteriores se enfocaron a mejorar el componente femoral. (Cañizo et al. 2010, p. 70)

Una mención importante en cuanto a las prótesis de cadera tipo Charnley según estudios médicos presentan un aflojamiento reducible y a su vez representa un porcentaje bajo respecto a los demás tipos de cadera existentes en el mercado. (Pava 2012, p. 29) Razón por la cual se ha seleccionado a la prótesis de cadera Charnley como la adecuada para modelar, diseñar e imprimirla en el presente trabajo.



Figura 1-2: Radiografía de una prótesis tipo Charnley

Fuente: Harry B. Skinner, McMahon, 2005

2.3 PLA (Acido Poli láctico)

Es un polímero formado por recursos renovables, uno de ellos el ácido láctico, compuesto por la fermentación de azúcares como tapioca, caña de azúcar o maíz. Generalmente se sintetiza por polimerización o policondensación. El PLA se degrada a través de un procesado denominado hidrolisis en presencia en enzimas (Campaña y Guerrero 2018, p. 2)

Su uso es común en la industria plástica y con el avance de la tecnología se comercializan filamentos para impresoras 3D con buenos resultados por las propiedades mecánicas y carácter biodegradable que se adaptan a las necesidades actuales.(Velázquez-Infante et al. 2014, p. 4)

Con buena biodegradabilidad y procesabilidad, el PLA fue considerado como uno de los polímeros biodegradables más prometedores y se esperaba que sustituyera algunos de los plásticos de ingeniería no biodegradables, pero diversos factores limitaron sus aplicaciones.(Yang et al. 2008, p. 1)

La microestructura del PLA se muestra en la figura 5-2.

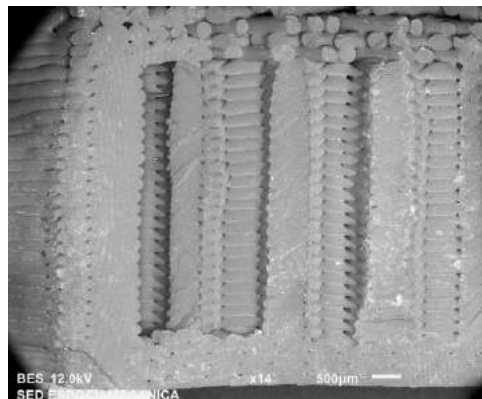


Figura 2-2: Microestructura del PLA

Realizado por: Castelo, Andrés; 2019

2.3.1. Aplicaciones, propiedades mecánicas y térmicas del PLA

Debido a las necesidades del hombre, éste presenta soluciones novedosas, entre ellas con el paso agigantado de las nuevas tecnologías han logrado construir impresiones 3D, las misma dentro del campo médico tienen grandes aplicaciones como férulas para miembros inferiores, superiores con implantaciones exteriores logrando resultados excelentes y sustituciones internas parciales de cráneo, prótesis de rodilla, cadera, etc.

Una de las aplicaciones respecto a traumatismos en articulaciones son las férulas que sustituyen de gran manera al yeso. El PLA se adapta de gran manera al cuerpo humano debido a que no es reactivo y permite la rehabilitación de los miembros afectados en reducidos periodos de tiempo.



Figura 3-2: Férula impresa en 3D con PLA

Realizado por: Castelo, Andrés; 2019

Las propiedades mecánicas del material biodegradable se presentan en la Tabla 4-2:

Tabla 1-2: Propiedades mecánicas de la PLA

Propiedad	Valor	Unidad
Resistencia a la tracción	53	MPa
Resistencia a la compresión	80	MPa
Resistencia última a la tracción	60	MPa
Módulo de Elasticidad	35000	MPa
Radio de Poisson	0.39	-----

Fuente: (Vargas et al. 2015, p. 39)

Realizado por: Andrés Castelo, 2019

Las propiedades físicas y térmicas del PLA se observan en la Tabla 5-2:

Tabla 2-2: Propiedades físicas y térmicas del PLA

Propiedad	Valor	Unidad
Densidad	1,24	g/cm ³
Temperatura de fusión	150-165	°C
Temperatura vítrea	55-65	°C

Fuente: Campaña & Guerrero, 2018, p.4

Realizado por: Andrés Castelo, 2019

2.4. Estructura de los huesos

Los huesos están compuestos por dos elementos fundamentales como son los componentes orgánicos y los componentes inorgánicos. Los primeros están formados por fibras de colágeno, éstas le atribuyen una gran elasticidad al hueso, mientras que el otro componente está formado por un 70% de Hidroxiapatita en peso, teniendo en cuenta la rigidez y dureza del hueso. (Hernández 1999, p. 144)

En la Tabla 6-2, se presenta la composición del hueso humano.

Tabla 3-2: Composición del hueso

Componente	Porcentaje
Mineral	70
Orgánica	22
Colágeno	(90-96)
Otros	(4-10)
Agua	8

Fuente: (Hernández 1999, p. 145)

El hueso está formado a partir de osteocitos, fibroblastos y osteoblastos. Los primeros, forman osteonas en el hueso compactado. En el hueso esponjoso se producen los osteoblastos, se lo conoce como osteogénesis al desarrollo de osteocitos que ocurre en dos etapas, en la segunda específicamente se colocan los cristales de fosfatos de Calcio e Hidroxiapatita. (Hernández 1999, p. 146)

El módulo de elasticidad tanto del fémur y la cresta iliaca se muestran en la Tabla 7-2.

Tabla 4-2: Módulo de elasticidad del fémur y la cresta iliaca

Tipo de hueso	Autor	Módulo de Young (GPa)	Método utilizado
Fémur	Ashman, 1988	12,7	Ultrasonido
Cresta iliaca	Kuhn, 1989	3,81	Flexión con 3 puntos

Fuente: (Rincón et al. 2004, p. 17)(Rincón et al. 2004, p. 17)

2.4.1. Anatomía de la cadera

La cadera es una articulación estable dentro del cuerpo humano, esta zona ósea permite realizar algunos movimientos lineales y giratorios sin causar dolores en las articulaciones debido a que no causa fricción entre huesos.

Dentro del organismo existen diversos tipos de huesos. En la articulación de la cadera, para el presente trabajo, es importante la cabeza femoral, ésta se acopla dentro de la cavidad cotiloidea de la pelvis.

También forman parte de la anatomía de la cadera el cartílago. Recubre toda la superficie de la articulación permitiendo reducir la fricción cuando se realiza algún tipo de movimiento. (Espa 2013, p. 4)

La membrana sinovial tiene como función principal secretar el líquido sinovial, lubricante natural del organismo en la cadera, mismo que permiten eliminar los desperdicios de la cavidad articular (Saladin 2013, p. 170,171)

La capsula articular contribuye a la solidez y estabilidad en la articulación debido al recubrimiento de la zona entre cabeza femoral hasta el acetábulo ubicada en la pelvis

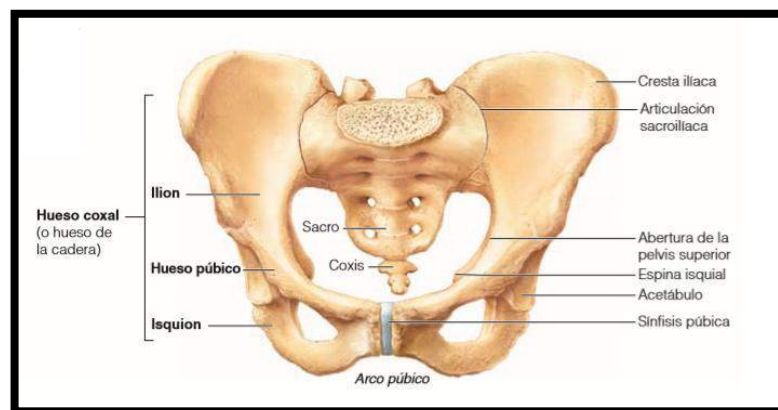


Figura 4-2: Partes de la cadera

Fuente: (Marieb 2008, p. 163)

2.4.2. Fémur

El fémur compone el muslo del miembro inferior del cuerpo humano en su parte ósea, en esta parte se acopla la cabeza femoral y el acetábulo, es el hueso más fuerte y largo permitiendo a la persona realizar movimientos como agacharse y subir gradas. En la Figura 8-2, se muestra el fémur de una persona de 50 años.



Figura 5-2: Fémur de una persona de 50 años de sexo masculino

Realizado por: Castelo, Andrés; 2019

2.4.3. Ligamentos de la cadera

Los ligamentos dan estabilidad a la articulación y cuenta con 3 ligamentos importantes para evitar movimientos bruscos.

El ligamento isquiofemoral consiste en una banda triangular de fibras fuertes extendidas desde el isquiotibial debajo y detrás del acetábulo para mezclarse con las fibras circulares de la cápsula articular.

El ligamento pubofemoral refuerza la porción medio-inferior y limita la abducción excesiva, la rotación lateral y la extensión.

El ligamento iliofemoral, previene la inclinación posterior de la pelvis durante la posición erecta, limita la extensión de la articulación de la cadera y es responsable de la maniobra llamada "equilibrio sobre los ligamentos" producida en ausencia de contracción muscular.(Bergmann y Peterson 2010, p. 340)

Los tendones tienen como función principal conectar los músculos con los huesos para impedir que la cadera realice movimientos inapropiados de la cadera. La bursa se encarga de amortiguar todo tipo de golpes debido a ciertos factores de la vida cotidiana.(Saladin 2013, p. 130)

La acción de los músculos de la cadera se resume en la Tabla 8-2.

Tabla 5-2: Movimientos y músculos de la cadera

Acción	Músculos
Flexión	Glúteo mayor, glúteo medio e isquiotibiales
Extensión	Psoas, Sartorius, recto femoral, tensor de la fascia lata, delgado y pectíneo
Abducción	Tensor de la fascia lata, glúteo medio y menor, y piriforme
Aducción	Aductores, pectíneos y gracilis
Rotación Interna	Piriforme, femoris individuales e iliopsoas
Rotación Externa	Tensor de la fascia lata, glúteo medio y menor

Fuente: (Bergmann y Peterson 2010, p. 23)

Es importante mencionar que la morfología de esta zona del cuerpo es diferente los hombres de las mujeres, principalmente por el embarazo en el sexo femenino dentro del transcurso de su vida.



Figura 6-2: Hueso Pélvico

Fuente: (Smith 2017, p. 1)

2.4.4 Causas del desgaste óseo de la cadera.

La prótesis de cadera tiene por objetivo remediar en gran parte los dolores o molestia que presenta el paciente en esa zona del cuerpo humano, debido a ciertos factores como enfermedades degenerativas o accidentes con fracturas totales o parciales. A continuación, se mencionan los principales motivos por los cuales se desgasta la cadera. (Espa 2013, p. 5)

2.4.4.1. Artrosis de cadera

Conocida también como Osteoartritis, se debe principalmente por el desgaste del cartílago debido a que es una enfermedad degenerativa, este problema implica un excesivo roce entre huesos. Existen datos donde la enfermedad se la encuentra en fósiles humanos, el sexo masculino es propenso a contraer esta enfermedad a partir de los 65 años con un porcentaje del 50%. La tendencia de esta enfermedad se debe a la genética y a la edad, como en los otros casos de desgaste óseo. Afectan a las caderas, columna vertebral, dedos de manos y pies debido a un factor desencadenante que puede ser múltiple o único. El dolor articular es el único síntoma que presenta la enfermedad. (Caicedo 2004, p. 81–87)

2.4.4.2. Artritis reumatoide de cadera

Forma parte de los distintos tipos de artritis que produce hinchazones en las articulaciones del cuerpo humano como rodillas y cadera. A veces el dolor se extiende a otros órganos como el riñón y corazón.

En estos casos médicos existe un anticuerpo que se lo conoce como el factor reumatoideo, el posible causante de la enfermedad, pero otras personas poseen la enfermedad si tener este factor sino más bien son hereditarios.

Los síntomas presentan un traumatismo en la membrana sinovial donde las únicas afectadas son las principales articulaciones del cuerpo causando dolores insoportables dependiendo el estado, avanzado o no, de la enfermedad. Debido a ello las articulaciones básicamente se desgastan y médicos optan por realizar intervenciones quirúrgicas a pacientes sin importar la edad, salvaguardando la integridad y salud de las personas. (Caicedo 2004, p. 81–87)

2.4.4.3. Fractura de cadera por osteoporosis

Este tipo de prótesis se coloca a personas cuya densidad ósea se ha desgastado por el paso de los años. Entre las ventajas de realizarse la artroplastia está la considerable mejoría en cuanto a la movilidad en las articulaciones y reducción el dolor. La prótesis alivia el dolor parcialmente pero no contribuye a una solución definitiva a pesar de obtener buenos resultados en las intervenciones quirúrgicas realizadas en la última década. (Espa 2013, p. 7)

2.5. Biomecánica de la cadera

La función principal de la cadera es permitir el movimiento en todas las direcciones de un sistema de coordenadas tridimensional debido a que se considera como una articulación proximal. Posee tres grados de libertad y tres ejes principales, las cuales se detallan a continuación:

- Eje XOX (transversal), en este eje se producen un movimiento de flexión y extensión. En la Figura 10-2 se muestra el plano frontal
- Eje YOY (anteroposterior), en este eje se producen movimiento conocido como aducción-abducción, se ubican en el plano sagital pasando por el centro de la articulación.
- Eje OZ (vertical), presenta confusiones con el eje longitudinal. En el eje vertical se producen los movimientos de rotación interna y externa. (Kapandji y others 1998, p. 14)

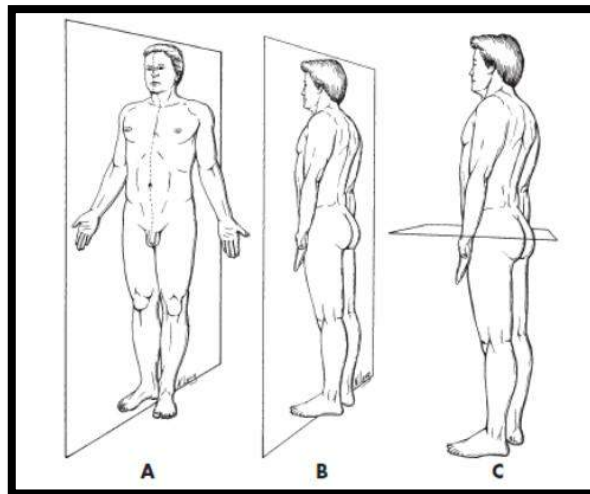


Figura 7-2: Planos principales del cuerpo humano

Fuente: (Kapandji y others 1998, p. 12)

La articulación coxofemoral permite realizar los movimientos en la cadera de forma de enartrosis, en ella se producen los movimientos principales en el espacio, pero posee menos amplitud de movimiento que otras articulaciones en el cuerpo humano como la del hombro.

La locomoción y el soporte del peso corporal van de la mano con las características de movimiento de la cadera e influyen en la biomecánica de la prótesis. (Kapandji y others 1998, p. 14)

2.5.1. Movimientos de flexión en la cadera

Se produce cuando se realiza un movimiento donde involucra el tronco y la cara anterior del muslo. La amplitud en este tipo de movimiento presenta diversos factores como la flexión activa y difiere de la pasiva.

En la flexión activa, la rodilla y su posición son importantes según el movimiento a realizar, prueba de ella se presenta en la Figura 11-2, cuando las rodillas de ambas piernas están extendidas completamente formando un ángulo de flexión que no sobrepasa los 90° . (Kapandji y others 1998, p. 14)

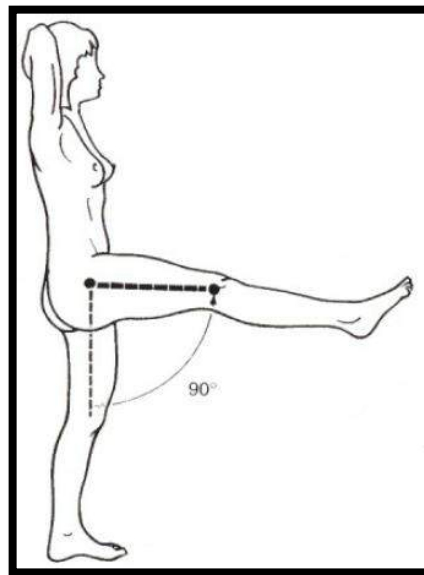


Figura 8-2: Movimiento de flexión a 90° , rodilla extendida

Fuente: (Kapandji y others 1998, p. 15)

Otro movimiento típico de flexión que realizamos en nuestra cotidianidad se muestra en la Figura 12-2, donde una de las rodillas flexionadas puede formar un ángulo mayor o igual de 120° respecto a la rodilla de la otra pierna. (Kapandji y others 1998, p. 14)

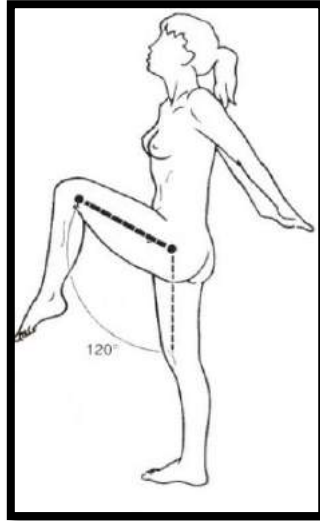


Figura 9-2: Movimiento de flexión a 120°

Fuente: (Kapandji y others 1998, p. 15)

Con respecto a la flexión pasiva, se caracteriza por la amplitud, la misma es mayor a los 120° en cuanto al movimiento realizado en el movimiento del caso anterior, donde la rodilla es la articulación más importante para la flexión de la cadera. En la Figura 13-2, el tronco y la rodilla se flexionan de una manera diferente a las anteriores. (Kapandji y others 1998, p. 14)

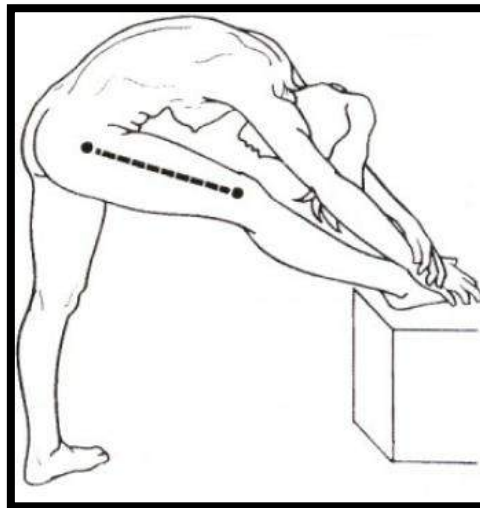


Figura 10-2: Movimiento con la rodilla extendida

Fuente: (Kapandji y others 1998, p. 15)

Otro caso se presenta en la presenta figura, donde la flexión de la rodilla forma un ángulo de 140° a 145° existiendo un ligero contacto entre el muslo y el tórax.

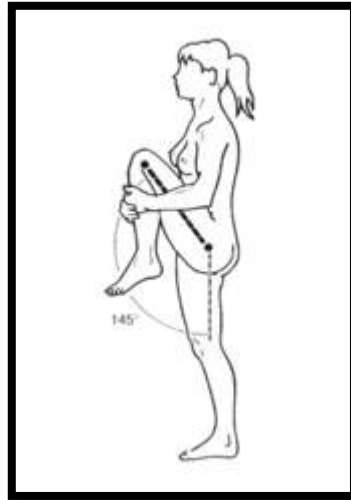


Figura 11-2: Movimiento de flexión

Fuente: (Kapandji y others 1998, p. 15)

Cuando las rodillas quedan flexionadas como se muestra en la Figura 15-2, los muslos de ambas piernas tienen contacto con el tórax y es otro caso de movimiento realizado en algún momento de nuestras vidas.(Kapandji y others 1998, p. 14)



Figura 12-2: Movimiento de flexión pasiva

Fuente: (Kapandji y others 1998, p. 15)

Cuando tenemos relajados los isquiotibiales se produce una mayor flexión en la cadera, es decir, cuando se realiza calistenia o calentamiento previo para una actividad física.(Kapandji y others 1998, p. 14)

2.5.2. Movimientos de extensión de la cadera

Este tipo de movimiento se caracteriza debido a que la amplitud de la cadera en la extensión es mucho menor a la flexión, limitado por el ligamento iliofemoral cuando se encuentra en tensión.

Existe una extensión activa, producida cuando la extensión de la rodilla es mayor a 20° a diferencia cuando está flexionada, ya que los isquiotibiales, como extensores en la cadera, pierden la eficacia porque toda esta fuerza de contracción se ha utilizado para la flexión de la rodilla. (Kapandji y others 1998, p. 16)

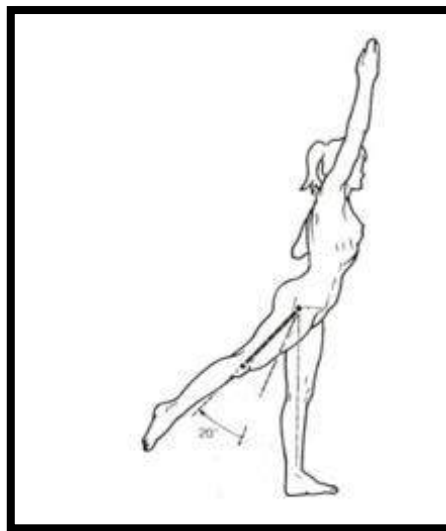


Figura 13-2: Movimiento de extensión con rodilla

Fuente: (Kapandji y others 1998, p. 17)

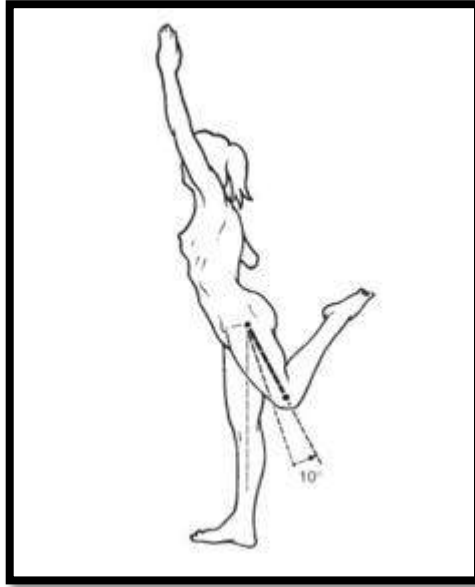


Figura 14-2: Movimiento de extensión con rodilla flexionada

Fuente: (Kapandji y others 1998, p. 17)

La extensión pasiva se produce cuando los miembros inferiores, realizan un pequeño movimiento extendido hacia atrás con un ángulo mayor a 20°, esto se produce debido a la anteversión pélvica.

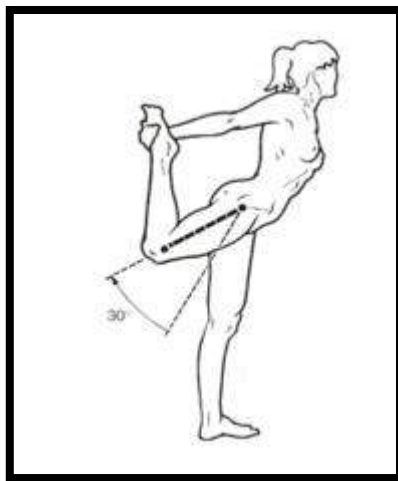


Figura 15-2: Movimiento con anteversión pélvica

Fuente: (Kapandji y others 1998, p. 17)

En el presente caso el ángulo mencionado es invariable, debido a la estática o anteversión pélvica. Puede aumentar si la persona realiza algún tipo de entrenamiento o ejercicio diario. (Kapandji y others 1998, p. 16)

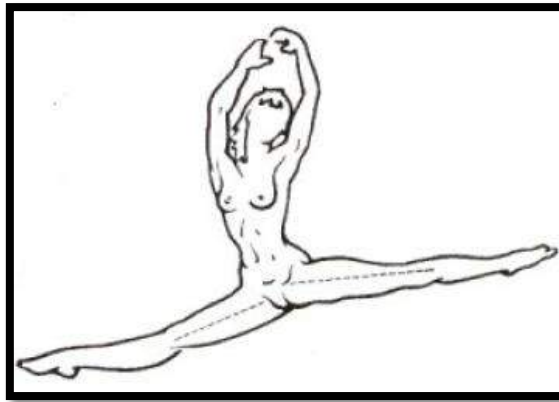


Figura 16-2: Movimientos entrenados con extensión de piernas

Fuente: (Kapandji y others 1998, p. 17)

2.5.3. *Movimientos de abducción*

En el movimiento de abducción la amplitud de la cadera está en un rango de 15° a 90° aproximadamente. Además, la abducción se relaciona con otro tipo de movimientos como la rotación externa, la flexión y la anteversión pélvica. (Kapandji y others 1998, p. 18)

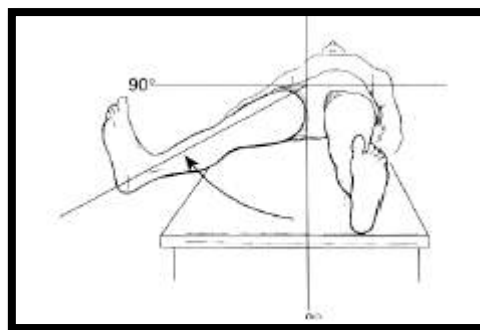


Figura 17-2: Movimiento de abduccion

Fuente: (García 2004, p. 1)

Una posición natural, realizada por el ser humano, es aquella que adoptamos como se muestra en la Figura 21-2. Aquí la cadera se relaciona con los movimientos de flexión y rotación externa. (Carrere y Méndez 2009, p. 18)

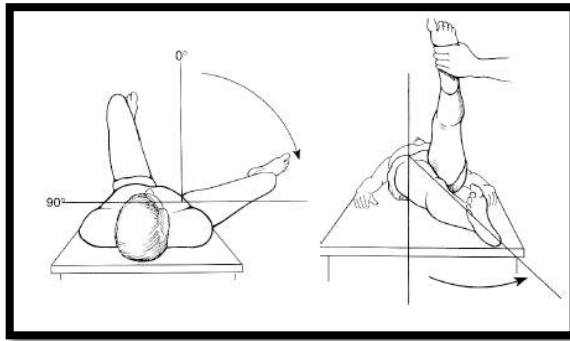


Figura 18-2: Movimientos combinados de abducción

Fuente: (García 2004, p. 1)

Otra característica de este movimiento es la postura de la pierna relacionada con cada ciclo de marcha producida al caminar. (Gómez-Ferrer Sapiña y others 2005, p. 28)

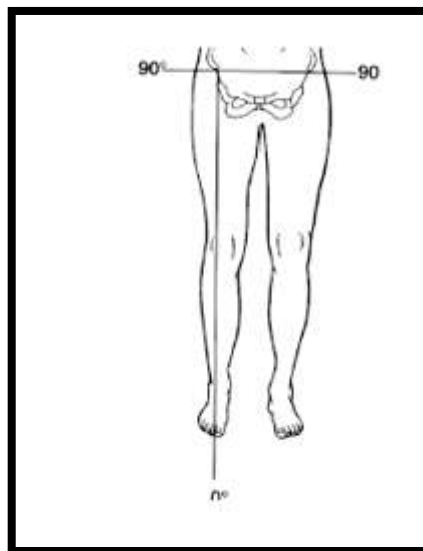


Figura 19-2: Planos de referencia

Fuente: (García 2004, p. 1)

2.5.4. Movimientos de aducción

Este tipo de movimiento no puede realizarse en el plano frontal. Teniendo en cuenta la orientación de 30° de la glena, se puede producir una aducción de 45° del humero. (Kapandji y others 1998, p. 20)

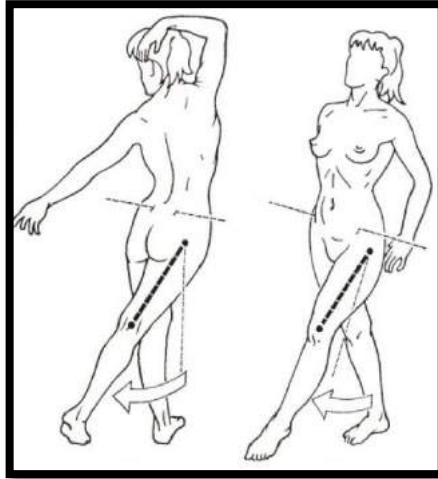


Figura 20-2: Movimientos típicos realizados en aducción

Fuente: (Kapandji y others 1998, p. 21)

Para realizar estos movimientos intervienen varios músculos, como los tríceps, pectoral mayor, etc. Pero estudios previos muestran que los más importantes son el redondo mayor-romboides.(Kapandji y others 1998, p. 20)

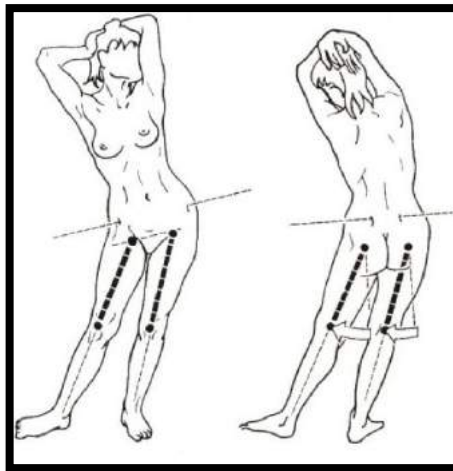


Figura 21-2: Movimientos de aducción

Fuente: (Kapandji y others 1998, p. 21)

Según Bonnel, este movimiento se produce cuando realizamos acciones como trepar cosas donde se necesitan desplazamientos grandes y a su vez fuerza.(Alonso Calvo et al. 2005, p. 33)

2.5.5. Movimientos de rotación de la cadera

En este tipo de movimientos la amplitud de la cadera es de 90° . Donde tanto el decúbito prono y sedestación son articulaciones con intervenciones directas.

Los ángulos pueden variar debido a la posición que realizan estos movimientos anteriormente descritos bordean los 60° y 30° .(Kapandji y others 1998, p. 22)

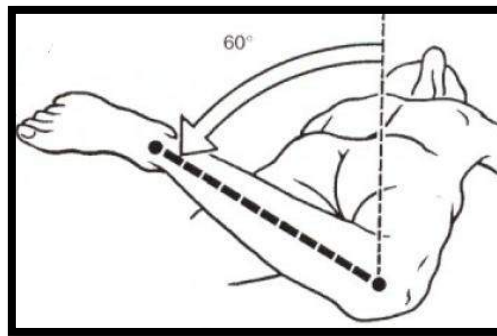


Figura 22-2: Movimientos de rotación a 30°

Fuente: (Kapandji y others 1998, p. 23)

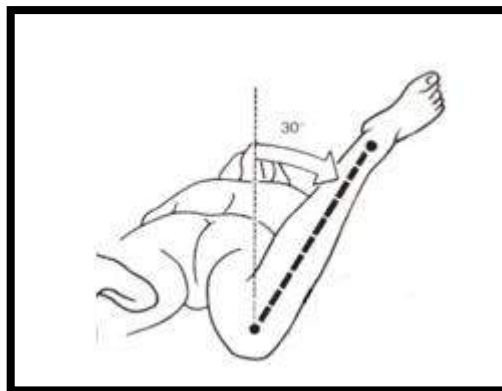


Figura 23-2: Movimiento de rotación a 60°

Fuente: (Kapandji y others 1998, p. 23)

En su posición de referencia rotación externa (Alonso Calvo et al. 2005, p. 33) es de 1° y la abducción es de 0° , esto gracias a la rotación contralateral producida en la columna vertebral.(Alonso Calvo et al. 2005)



Figura 24-2: Movimientos específicos de rotación

Fuente: (Kapandji y others 1998, p. 23)

A continuación, se muestra una Tabla 9-2, con los principales movimientos artrocinemáticos y osteocinemáticos de la cadera.

Tabla 6-2: Principales movimientos en la cadera

Movimientos cinemáticos	oste	Angulo	Movimientos artrocinemáticos
Flexión		120°	Rotación
Extensión		30°	Rotación
Abducción		45°-50°	Giro y Desplazamiento
Aducción		20-30	Giro y Desplazamiento
Rotación Interna		35°	Giro y Desplazamiento
Rotación Externa		45°	Giro y Desplazamiento

Fuente: (Bergmann y Peterson 2010, p. 985)

CAPITULO III

3. CÁLCULOS PARA LA PRÓTESIS BIOMECÁNICA

3.1 Esfuerzos en prótesis de cadera

Los diversos esfuerzos a las cuales está sometido el hueso se mencionan a continuación, éstas a su vez generan deformaciones internas en la parte ósea.

3.1.1. Tracción

La tracción máxima se da en el plano perpendicular cuando se aplica la carga. Los huesos esponjosos generalmente sufren fracturas a causa de la carga mencionada. (Losa Zapico 2018, p. 16)

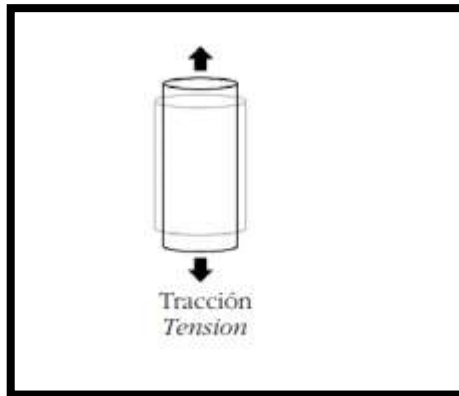


Figura 1-3: Hueso sometido a tracción

Fuente: (Guede, González y Caeiro 2013, p. 25)

3.1.2. Compresión

Las cargas de compresión provocan un ensanchamiento en la estructura ósea además de generar un acortamiento en la misma. Su carga máxima en producen en los planos perpendiculares teniendo en cuenta su dirección. (Losa Zapico 2018, p. 16)

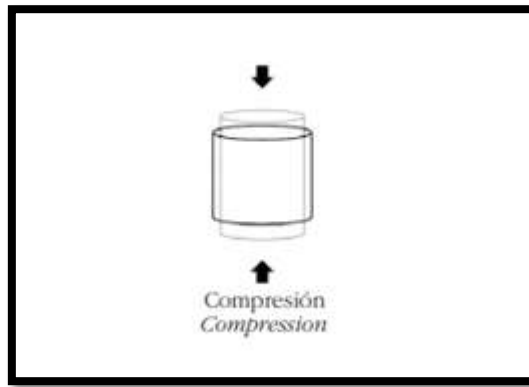


Figura 2-3: Hueso sometido a compresión

Fuente: (Guede, González y Caeiro 2013, p. 25)

3.1.3. Flexión

Cuando un hueso es sometido a este esfuerzo, se produce tensión y compresión. Es decir, en un lado tendremos cargas netamente de compresión mientras que en el lado opuesto al hueso se producen cargas de tracción, este tipo de esfuerzos se generan exclusivamente en la parte ósea axial (huesos). (Guede, González y Caeiro 2013, p. 25)

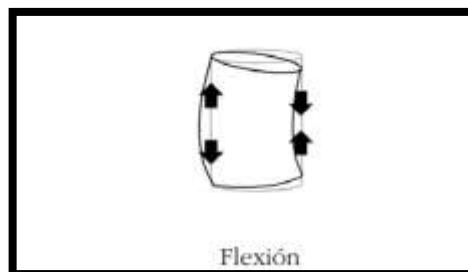


Figura 3-3: Hueso sometido a flexión

Fuente: (Guede, González y Caeiro 2013, p. 25)

3.1.4. Cizalla o corte

Este tipo de esfuerzo según como lo considera la biomecánica de los huesos se considera pura (Guede, González y Caeiro 2013, p. 25). Con la aplicación de esta carga en paralelo se obtienen deformaciones angulares en la estructura. Las fracturas se producen en los huesos esponjosos cuando se someten a cizalla. (Losa Zapico 2018, p. 16)

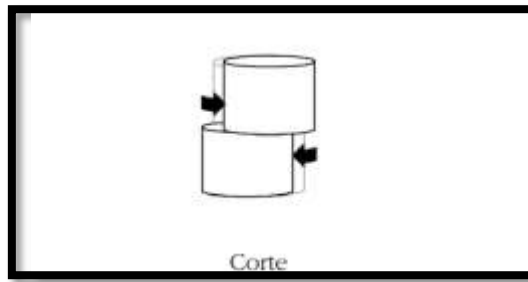


Figura 4-3: Hueso sometido a esfuerzos de cizalla

Fuente: (Guede, González y Caeiro 2013, p. 25)

3.1.5. Torsión

Es común que la estructura ósea del cuerpo humano realice un movimiento giratorio sobre un determinado eje. Para este caso existe una distribución de cargas de cizalla en la estructura, este tipo de movimiento se da en el fémur o tibia, generado en los planos perpendicular y paralelo. (Losa Zapico 2018, p. 16)

3.1.6. Esfuerzos combinados

Las fracturas producidas en los huesos se deben a esfuerzos que exceden su límite de elasticidad o también a fatiga teniendo en cuenta la frecuencia de la carga.

La resistencia máxima del tejido óseo compacto para los diversos tipos de dirección y esfuerzos se presenta a continuación en Tabla 1-3. (Losa Zapico 2018, p. 19)

Tabla 1-3: Esfuerzos longitudinal y transversal del hueso

Dirección	Tracción (MPa)	Compresión (MPa)	Cortante (MPa)
Transversal	33	33	-----
Longitudinal	133	193	68

Fuente: (Losa Zapico 2018, p. 19)

3.2. Cálculo del Índice de masa corporal (IMC)

Con respecto a un posible estimado aumento de peso en la persona de sexo masculino, primeramente desencadena varias enfermedades, para nuestro estudio es importante que la

persona se mantenga en un rango establecido de peso corporal, ésta es una razón a tomar en cuenta porque implica una carga más elevada y por consecuencia puede existir problemas en la prótesis de cadera ya que una fuerza adicional complicaría la salud del paciente y el tiempo de vida útil del elemento mecánico se reduciría considerablemente, además existe la posibilidad de someterse a una nueva artroplastia de cadera.

Teniendo en cuenta estas consideraciones y mediante fórmulas para establecer el índice de masa corporal y el porcentaje de grasa se podrá conocer si la persona de sexo masculino se encuentra del rango ideal de su peso corporal.

A continuación, se presenta el cálculo del IMC o también conocido como Quetelet: (Cardozo, Cuervo y Murcia 2016, p. 70)

$$IMC = \frac{Peso (kg)}{[Talla (m)]^2}$$

$$IMC = \frac{68}{[1,60]^2}$$

$$IMC = 26,563 \text{ kg/m}^2$$

Posteriormente se presentan los resultados del porcentaje de grasa según la ecuación de Deurenberg. (Carbajal 2013, p. 13)

$$\% \text{ grasa} = 1,2(IMC) + 0,23(Edad) - 10,8(Sexo) - 5,4$$

Donde en sexo femenino se toma un valor 0 y para sexo masculino la unidad

$$\% \text{ grasa} = 1,2(26,563) + 0,23(50) - 10,8(1) - 5,4$$

$$\% \text{ grasa} = 27,18$$

Según el IMC otorgado por (Carbajal 2013, p. 14) en el rango de edad de 45 a 54 años el paciente se encuentra dentro de los límites adecuados como se muestra en la Tabla 2-3:

Tabla 2-3: Índice de Masa Corporal según el rango de edad

Edad (años)	IMC [Peso (kg)/ [Talla (m)]^2]
19-24	19-24
25-34	20-25
35-44	21-26
45-54	22-27
55-65	23-28
> 65	24-29

Fuente: (Carbajal 2013, p. 14)

La persona presenta en este caso no presentara un sobrepeso, debido a que se encuentra dentro del rango establecido, tampoco representa una complicación a la prótesis biomecánica de cadera y es un gran parámetro de consideración.

3.3 Centro de gravedad en el cuerpo humano

Cuando una persona se encuentra en posición bípeda o sostenida por ambas extremidades inferiores, el centro de gravedad se localiza ligeramente en la segunda vértebra lumbar o sacra, es decir, el 55% de la estatura de la persona medida desde una superficie (piso). (Guevara y Francisco 2015, p. 63)

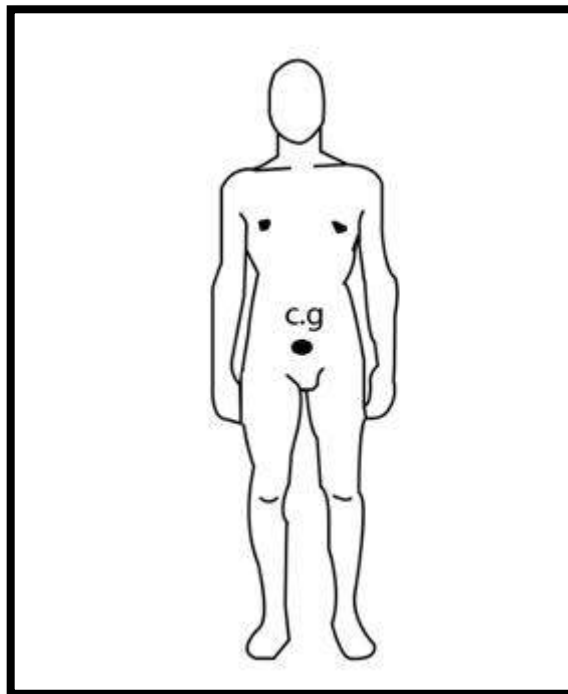


Figura 5-3: Centro de gravedad en una persona.

Fuente: (Martínez y Pinzón 2010, p. 73)

Por lo tanto, para la persona de 50 años del Cantón Guano con 1,60 m de estatura, el centro de gravedad será:

$$C_g = 55\% \text{ Estatura}$$

$$C_g = 0,55(1,6)m$$

$$C_g = 0,88 m \rightarrow 88 cm$$

3.4. Tipos de cargas aplicadas a la prótesis biomecánica

3.4.1. Cargas en las cabezas femorales en posición estática cuando la persona se encuentra de pie.

Para este caso en particular, no existe actividad muscular ya que simplemente adoptamos una posición estática donde la única fuerza aplicada es el peso de la persona y las reacciones en las cabezas femorales como se muestra en el Gráfico 1-3.

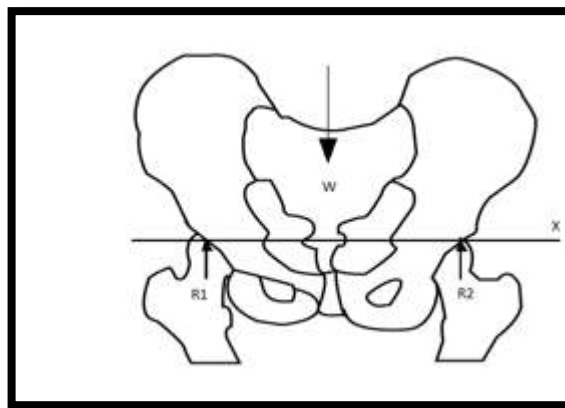


Gráfico 1-3: Cargas estáticas producidas en las cabezas femorales

Fuente: (Adrián Romero y others 2006, p. 141)

Las extremidades inferiores componen el un tercio del peso corporal de la persona, mientras que, en la zona superior, es decir, desde la cadera hasta la cabeza, compone los dos tercios restantes del peso. Esta carga en bipedestación se la realiza por un tiempo corto y no muy prolongado, debido al incremento de la fuerza, donde los músculos se contraen. (Losa Zapico 2018, p. 20)

Como se presenta en el Gráfico 1-3, el peso en porcentaje de cada extremidad corresponde al 16,6%, entonces ambas extremidades tendrían un 33,3%. Los resultados aplicando las condiciones de equilibrio según (Adrián Romero y others 2006, p. 141) son:

Tabla 3-3: Reacciones en la posición bipodal

Reacciones	Fuerza (N)
R1	333,5
R2	333,5

Realizado por: Andrés Castelo, 2019

Además de las reacciones producidas en carga estática en la cadera, también se debe considerar componentes de deslizamiento y compresión, denominadas R_s y R_c respectivamente, teniendo en cuenta que la prótesis es para una persona de 50 años se debe considerar un ángulo de 125° . El eje del fémur anatómico forma un ángulo de 5° respecto a la vertical y por último se forma un ángulo de 50° con el cuello del fémur. (Adrián Romero y others 2006, p. 144)

Además, la compresión es mayormente ligera al deslizamiento, en el Grafico 2-3, se detallan las fuerzas mencionadas. (Losa Zapico 2018, p. 21)

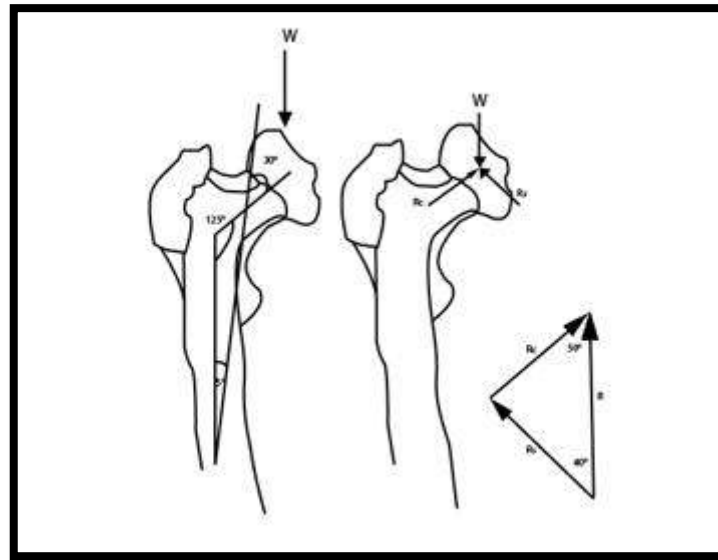


Gráfico 2-3: Cargas estáticas de deslizamiento y compresión.

Fuente: Romero, 2006

Por lo tanto, las reacciones de deslizamiento y compresión poseen valores de 255,47 N y 214,7 N como corresponde.

3.4.2. Cargas en las cabezas femorales en apoyo unipodal o en un solo pie

Cuando la persona adopta esta posición, la línea del centro de gravedad no pasa necesariamente por el centro de su cadera, como consecuencia a esto, se genera un momento donde se tiende a perder el equilibrio y caer del lado donde no existe apoyo alguno.

Para contrarrestar a este momento el abductor deberá ejercer una fuerza adecuada para no perder el equilibrio y mantenernos en pie.

El momento está determinado por el peso corporal de la persona de manera suprayacente (encima de la cadera) y la longitud de la articulación de la cadera (cabeza femoral e iliaco) hasta la línea donde se ejerce la fuerza que en nuestro caso sería el peso corporal de la persona de 50 años, tal y como se muestra en el Gráfico 3-3. (Losa Zapico 2018, p. 21)

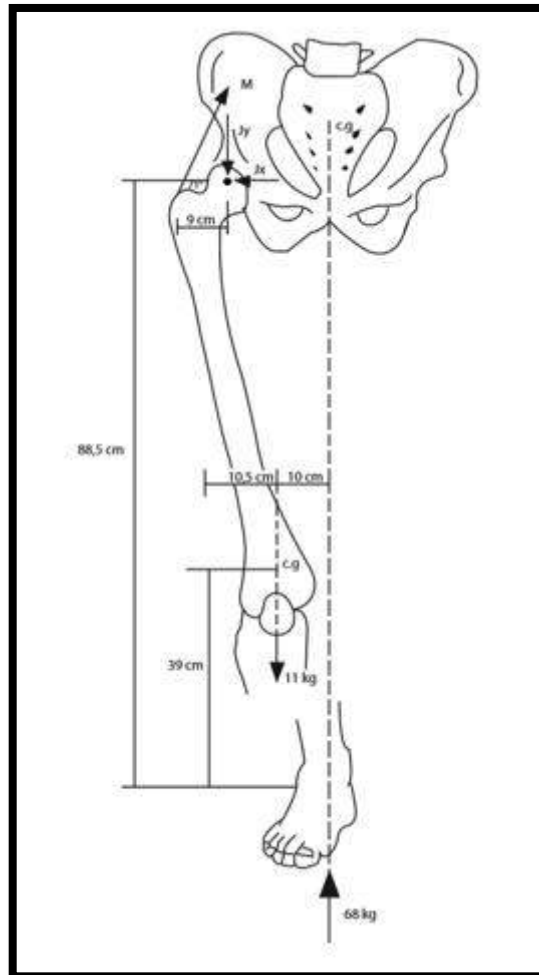


Gráfico 3-3: Distribución de fuerzas en el fémur.

Fuente: (Adrián Romero y others 2006, p. 148)

Realizando un diagrama de cuerpo libre y aplicando las condiciones de estática, se tiene que:

Tabla 4-3: Reacciones en la posición unipodal

Fuerza (Componentes)	Valor (N)
Jx	287,32
Jy	1393,56
M	882,5

Realizado por: Andrés Castelo, 2019

3.4.3. *Peso sobrepuesto en la cadera siendo equilibrado por una fuerza muscular*

Este caso se presenta como un problema real, donde un peso sobrepuesto a la persona y debe ser contrarrestado por una fuerza una la zona de la pelvis.

Con una fuerza sobrepuesta, el centro de gravedad del cuerpo humano cambia y se traslada, por esta razón se debe determinar la distancia la cual se ha desplazado para obtener nuevas magnitudes y observar el comportamiento con la posición unipodal. Debido a que las fuerzas se concentran en la cabeza femoral, este punto sirve para realizar el análisis estático, teniendo como método las medidas de la parte ósea tanto del hueso pélvico como fémur de una persona de 50 años.(Adrián Romero y others 2006, p. 151)

A continuación, se presenta el análisis estático y su diagrama.

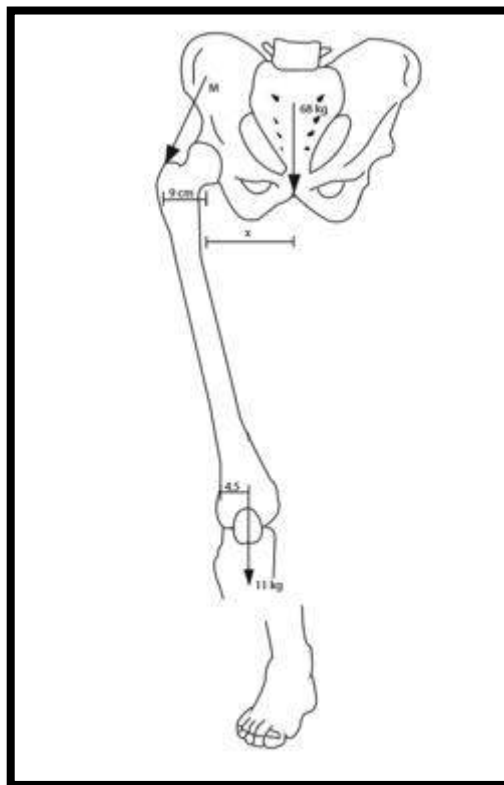


Gráfico 4-3: Fuerzas en la cadera equilibrada por una fuerza muscular.

Fuente: (Adrián Romero y others 2006, p. 151)

Como existe solamente una fuerza M en el presente diagrama, solamente se va a tomar en cuenta la condición estática de momentos. Donde el valor del parámetro M y x se describen como sigue

$$x = 9,87 \text{ cm}$$

$$M = 66,11 \text{ kg} \rightarrow 648,56 \text{ N}$$

El presente valor, se ejerce cuando se le aplica una fuerza sobrepuesta a la articulación de la cadera

3.4.4. Análisis de fuerzas con una carga exterior de 6kg ubicado en la mano derecha

En el presente caso, más realista, la persona de 50 años puede levantar un peso máximo de 6kg debido a las complicaciones de su enfermedad degenerativa y la prótesis de cadera que lleva en su organismo.

Como se plantea en este contexto, el centro de gravedad de la persona se traslada debido a la pequeña inclinación debido a la carga externa. Para ello se debe determinar el cg, lugar donde se concentra la fuerza resultante

$$x = \frac{\sum M}{\sum F}$$

$$x = 1,78 \text{ cm}$$

La fuerza resultante para el caso presente se encuentra a 1,78cm desde la línea de gravedad y obviamente la distancia son diferentes en comparación a los casos anteriores presentados.

Tabla 5-3: Reacciones en la posición carga externa de 6kg

Fuerza (Componentes)	Valor (N)
Jx	421,17
Jy	1841,24

Realizado por: Andrés Castelo, 2019

3.4.5. Carga al bajar un escalón

Esta carga es importante recalcar la funcionalidad de la prótesis, según (Martel et al. 2011, p. 87) se opta por un factor de carga multiplicativo $k_1 = 4$ o el equivalente a decir 4 veces el peso corporal de una persona. Para nuestro caso aplicativo, la persona de 50 años del Cantón Guano tiene un peso de 637N, con esta fuerza y tomando en cuenta la abertura de la pierna de 135° como un extremo caso, el esfuerzo estaría determinado mediante la siguiente formula:

$$P = \frac{F}{A_{s1}}$$

Donde P es la presión ejercida al subir un escalón o grada en una determinada área o zona, F es la fuerza del peso corporal de la persona en cuestión. Mientras A_{s1} viene dado mediante la siguiente expresión:

$$A_{s1} = \frac{A_t}{2}$$

A_t . Es el área total de cabeza femoral de la prótesis biomecánica que esta a su vez determinada por el valor numérico del software de modelación (SolidWorks), después el esfuerzo solo abarca la mitad de la cabeza femoral para este caso. (Cabello Díaz 2012, p. 58)

El valor de A_t para la presente aplicación es mm^2 , tal y como se muestra en la Figura 6-3.

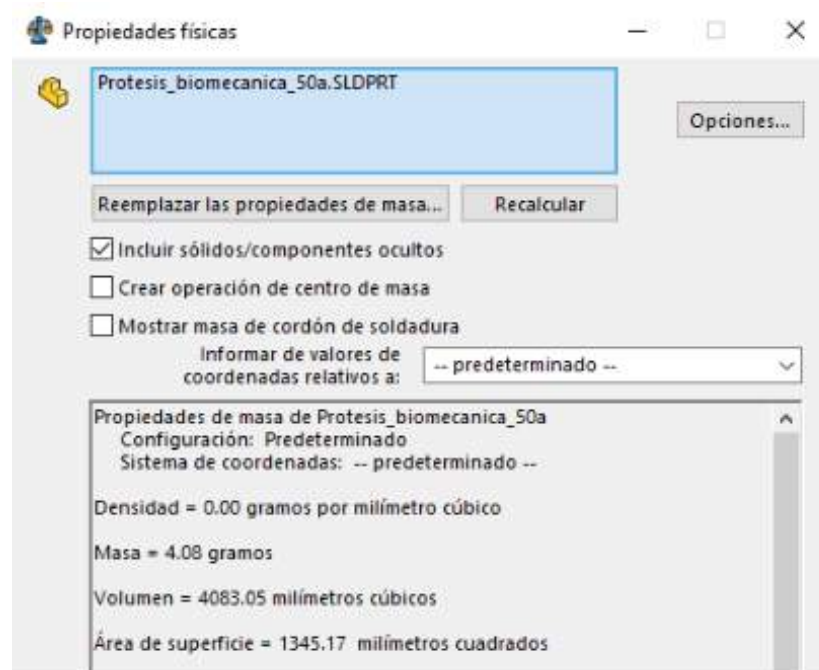


Figura 6-3: Área de la cabeza femoral obtenida mediante Solidworks

Realizado por: Castelo, Andrés; 2019

Entonces el valor del esfuerzo en la cabeza femoral se determinan de la siguiente manera:

$$P = 0,992 \text{ MPa}$$

3.4.6. Cargas en análisis dinámico

Según investigaciones realizadas en los últimos años, en nuestra caminata cotidiana, la fase media en la postura corporal soporta una carga crítica elevada, esto debido que toda la carga mencionada

anteriormente se concentra en un solo miembro inferior (pierna derecha o izquierda). En otras palabras, el porcentaje del peso corporal bordea los 84,4% según (Cañizo et al. 2010, p. 70)

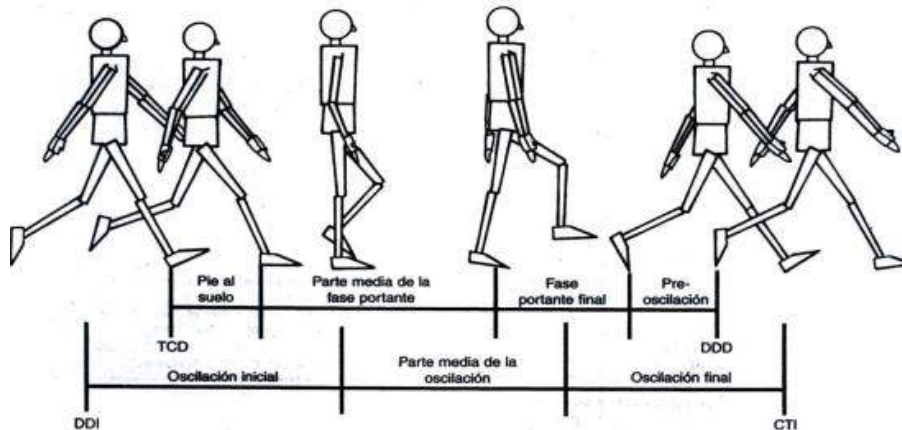


Figura 7-3: Fases del ciclo de marcha

Fuente: (Álvarez Vera 2012, p. 20)

3.5. Escaneo del fémur y pelvis

El escaneo de miembros del cuerpo humano en la actualidad presenta una ventaja importante respecto a ciertas incertidumbres dentro de varias zonas del organismo, imposibles de tomar algún valor como una medida antropométrica. Dependiendo del escáner 3D y la configuración presenta diversos parámetros los cuales deben ser seleccionados adecuadamente para obtener resultados favorables.

Para la presente aplicación se toma en cuenta el peso y la longitud de la persona de sexo masculino de la Provincia de Chimborazo del Cantón Guano con 50 años, para estos parámetros se ha podido encontrar un sistema óseo similar a la del paciente gracias al Banco de huesos de la Escuela de Medicina de la ESPOCH, facilitando el escaneo del cuerpo humano y las dimensiones exactas del hueso pélvico con su complemento, el fémur, zona donde se coloca la prótesis de cadera. De esta manera se puede evitar la toma de medidas antropométricas con resultados poco favorables para la presente investigación.

El escáner utilizado para la aplicación es KINECT XBOX, el mismo nos permite escanear toda el área del objeto y dependiendo la configuración de los fps, representar una resolución un tanto similar a la radiografía de una persona. El método de escaneo utilizado que se adopta es una posición híbrida inteligente, en ella escáner detecta objetivos de posicionamiento sobre el objeto y alrededor de él, teniendo información sobre la geometría para brindar resultados más precisos.



Figura 8-3: Escáner KINECT XBOX

Realizado por: Castelo, Andrés; 2019

Los huesos escaneados para modelar la prótesis biomecánica se presentan en la Figura 9-3 y Figura 10-3, los mismos fueron obtenidos del banco de huesos de la Escuela de Medicina de la ESPOCH. Para su configuración se utilizan los parámetros como fps y tamaño del elemento de caras

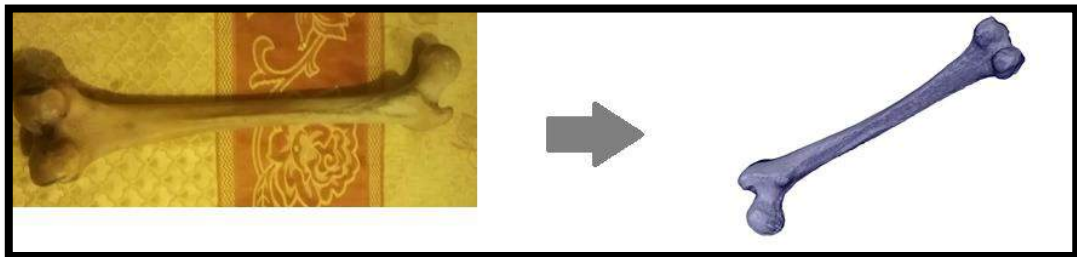


Figura 9-3: Fémur escaneado de una persona de 50 años

Realizado por: Castelo, Andrés; 2019

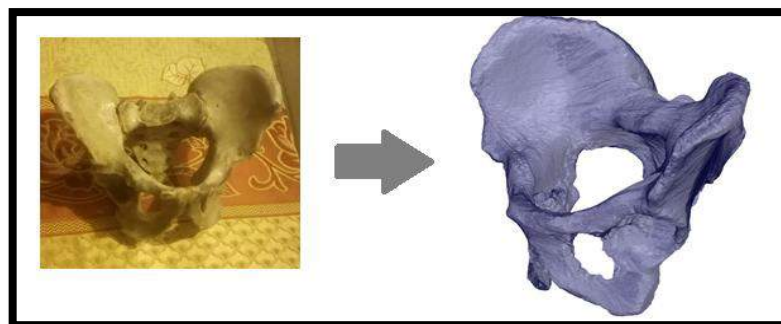


Figura 10-3: Hueso pélvico escaneado de una persona de 50 años

Realizado por: Castelo, Andrés; 2019

3.5.1. Importación de geometría en Geomagic Design X

Una vez obtenido los archivos mallados, se exportan al software Geomagic Design X, tal y como se muestran en las Figuras 11-3 y 12-3.

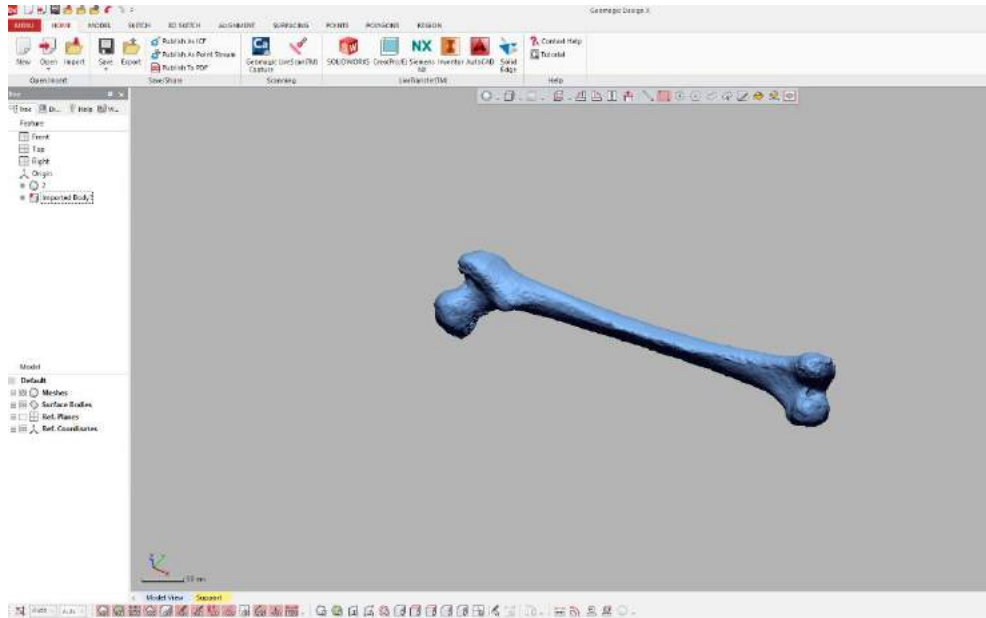


Figura 11-3: Fémur derecho importado a Geomagic Design X

Realizado por: Castelo, Andrés; 2019

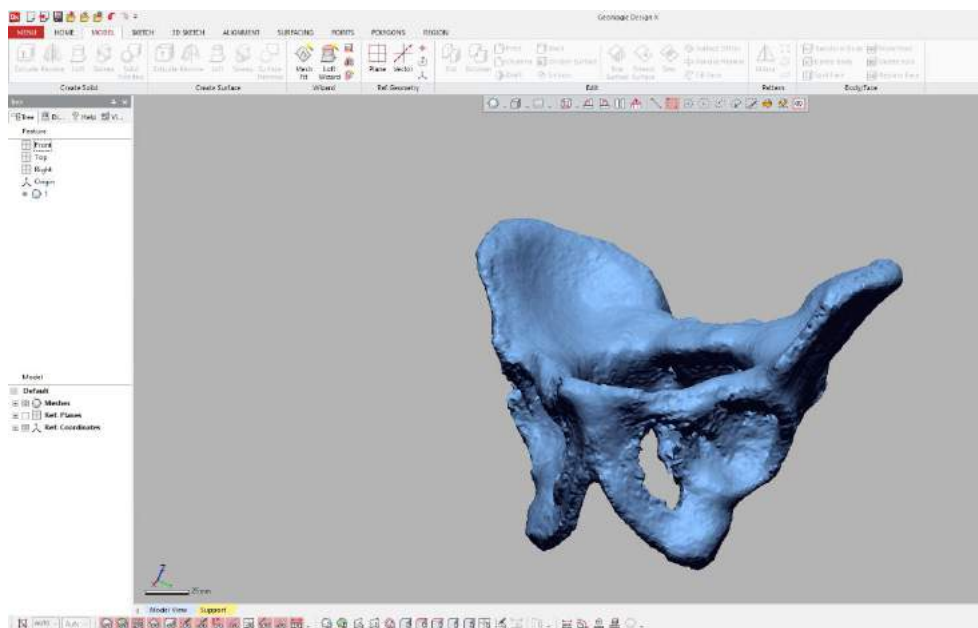


Figura 12-3: Malla de la pelvis importada a Geomagic Design X

Realizado por: Castelo, Andrés; 2019

Para obtener el auto superficie de estos elementos, se realiza un conjunto de actividades donde las herramientas de Global Remesh y Healing Wizard son las indicadas para obtener un buen suavizado para los huesos utilizados en este trabajo.

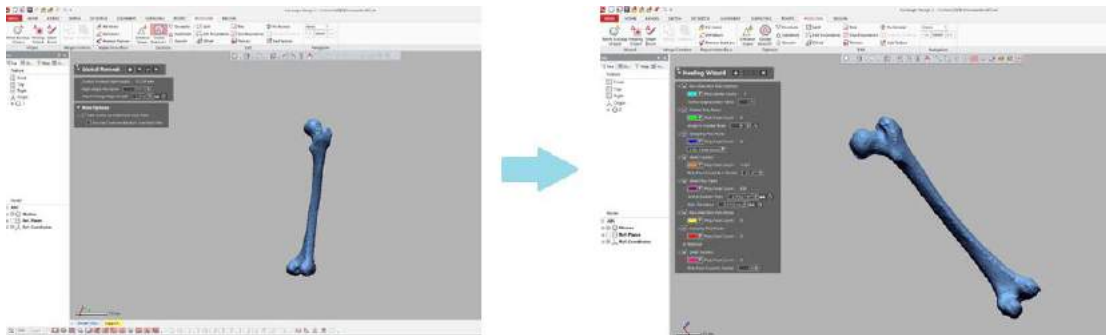


Figura 13-3: Aplicación de herramientas en Geomagic Design X para el fémur

Realizado por: Castelo, Andrés; 2019

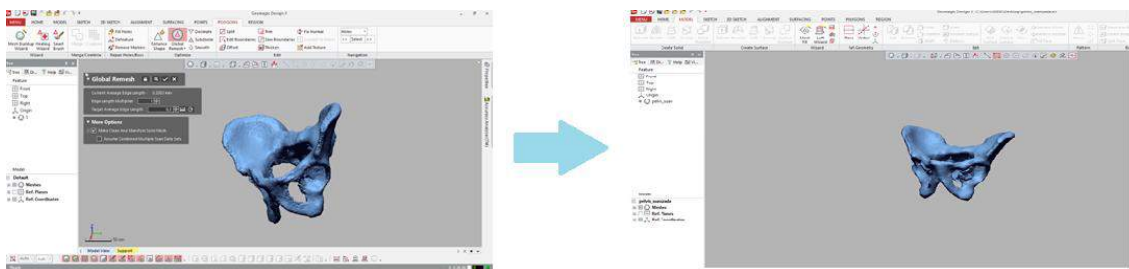


Figura 14-3: Aplicación de herramientas en Geomagic Design X para la pelvis

Realizado por: Castelo, Andrés; 2019

Por último, aplicamos la herramienta Auto Surface, la cual nos permite crear automáticamente una red de curvas en la malla y ajustar ciertos parches de superficie a la red que mantienen la precisión en el acabado.

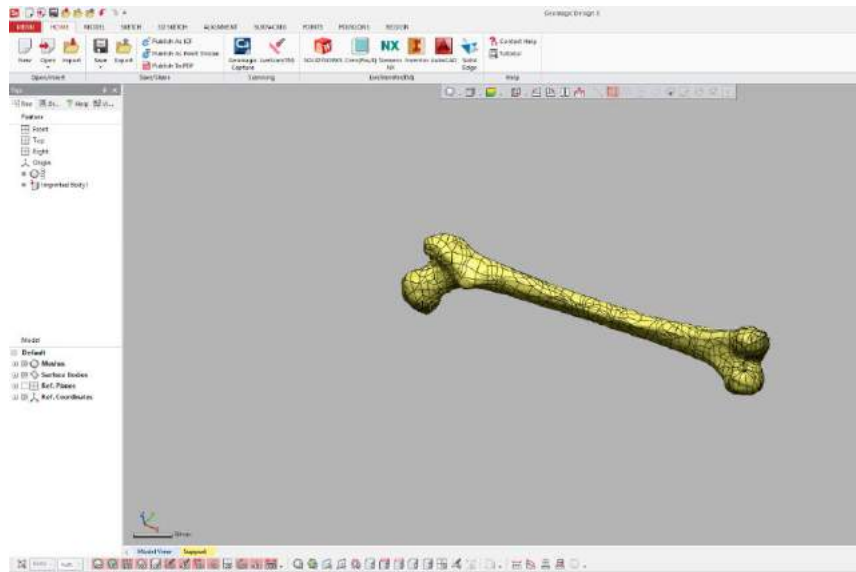


Figura 15-3: Aplicación Auto Surface en Geomagic Design X en el fémur

Realizado por: Castelo, Andrés; 2019

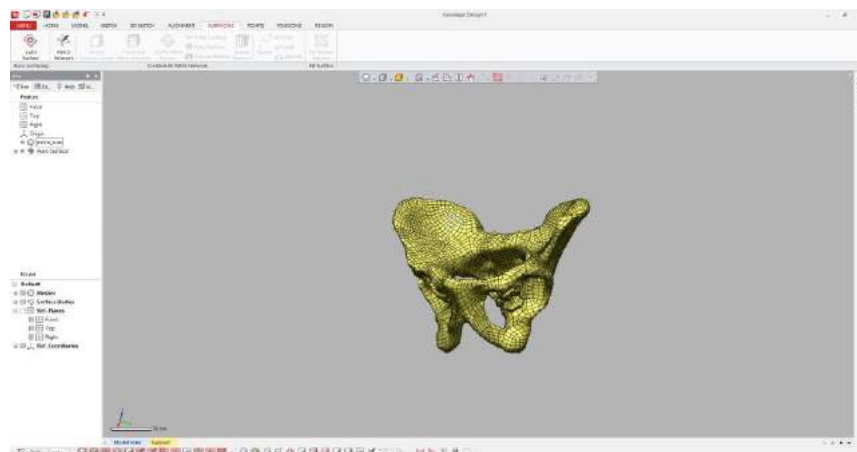


Figura 16-3: Aplicación Auto Surface en Geomagic Design X en la pelvis

Realizado por: Castelo, Andrés; 2019

3.6. Ensayo de péndulo IZOD bajo la NORMA ASTM D256

La norma ASTM D256 permite conocer las propiedades de plásticos y polímeros tomando como consideración el espesor de la probeta dependiendo de la aplicación.

El ensayo consiste en colocar la probeta en la máquina IZOD con un péndulo que impacta en la muesca de la muestra fracturándola en dos secciones, mostrando los resultados de la energía de corrección total y la resistencia al impacto para ambas muescas.



Figura 17-3: Ensayo de impacto IZOD bajo la Norma ASTM D 256

Fuente: (ASTM 2010, p. 6)

Realizado por: Castelo, Andrés; 2019

Las dimensiones de la probeta para el Ensayo IZOD bajo la norma ASTM D256 son

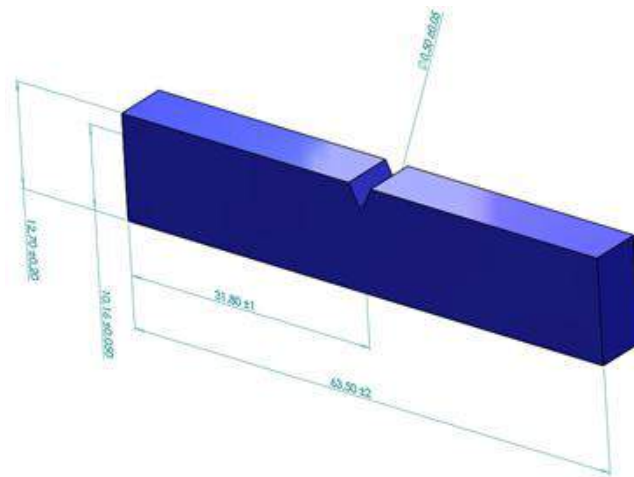


Figura 18-3: Dimensiones de la probeta bajo la Norma ASTM D 256

Fuente: (ASTM 2010, p. 7)

Realizado por: Castelo, Andrés; 2019

El espesor recomendado por ASTM puede llegar a rango hasta de 6,35 mm debida a que absorbe más energía respecto a la flexión y torsión en comparación de otros espesores.(ASTM 2010, p. 11)

Para la impresión en 3D, es importante elegir el relleno, así la composición general de la pieza tendrá más resistencia por lo tanto se eligen dos tipos de estructuras como son la trihexagonal y cubica.

Los resultados del ensayo de impacto IZOD con la estructura cubica y trihexagonal se presentan en la Tabla 4-3 y Tabla 5-3 respectivamente.

Tabla 6-3: Resultados del ensayo de impacto IZOD con estructura cúbica

Media	Valor	Unidad
S1	11,87	J/m
S2	11,87	J/m

Realizado por: Andrés Castelo, 2019

Tabla 7-3: Resultados del ensayo de impacto IZOD con estructura trihexagonal

Media	Valor	Unidad
S1	19,195	J/m
S2	19,195	J/m

Realizado por: Andrés Castelo, 2019

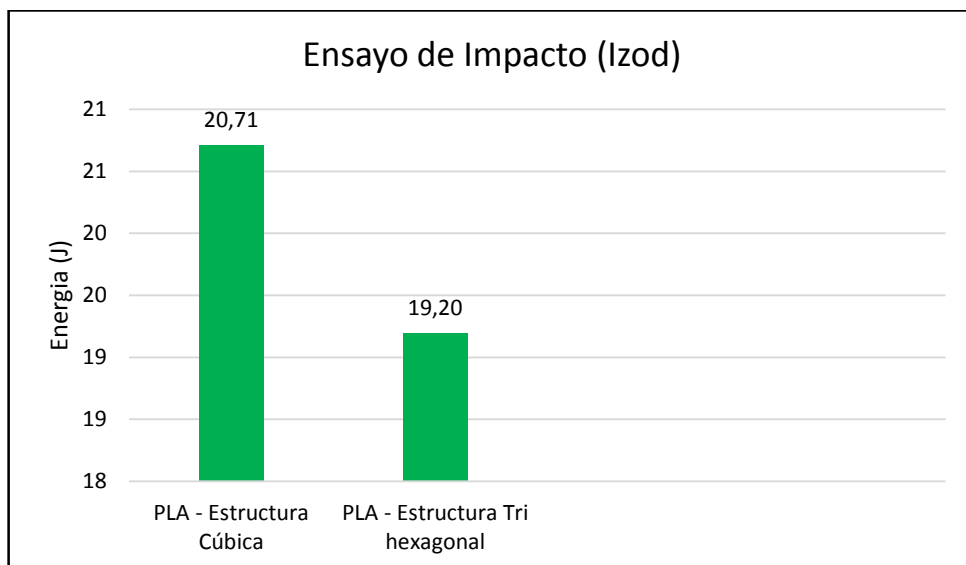


Gráfico 5-3: Resultados de Ensayo de Impacto IZOD con las distintas estructuras

Realizado por: Castelo, Andrés; 2019

CAPITULO IV

4. DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE LA PRÓTESIS BIOMECÁNICA DE CADERA

4.1. Diseño de la prótesis biomecánica

El diseño de la prótesis biomecánica se basa en la parte ósea obtenida en el Banco de huesos de la Escuela de Medicina de la ESPOCH para la presente investigación. Las dimensiones del fémur y pelvis son reales como se mencionó en el Capítulo 3. El tipo prótesis tipo Charnley presenta una característica importante como la reducción de fuerzas y el momento, mismas que realiza la articulación coxofemoral encargada del movimiento de la cadera y fémur.

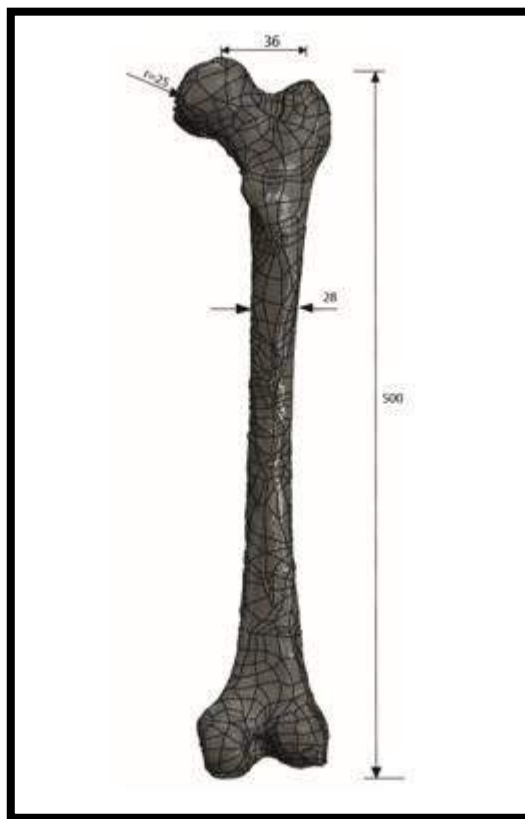


Figura 1-4: Fémur escaneado para modelado

Realizado por: Castelo, Andrés; 2019

4.1.1. Modelado del elemento

En base a las medidas del fémur se procede a diseñar y modelar la prótesis biomecánica, para ello se utilizará el software Solidworks de modelación. Para el ángulo de inclinación de la prótesis elegimos 50°, este parámetro lo utilizamos tomando en cuenta las medidas del fémur disponible.

Otro parámetro importante son los espesores de la prótesis, como se observa en la Figura 2-4, la elección del espesor del fémur en la zona indicada debe ser el adecuado, esto para evitar holguras y adaptarse al hueso rápidamente.(Kowalczyk 2001, p. 397)

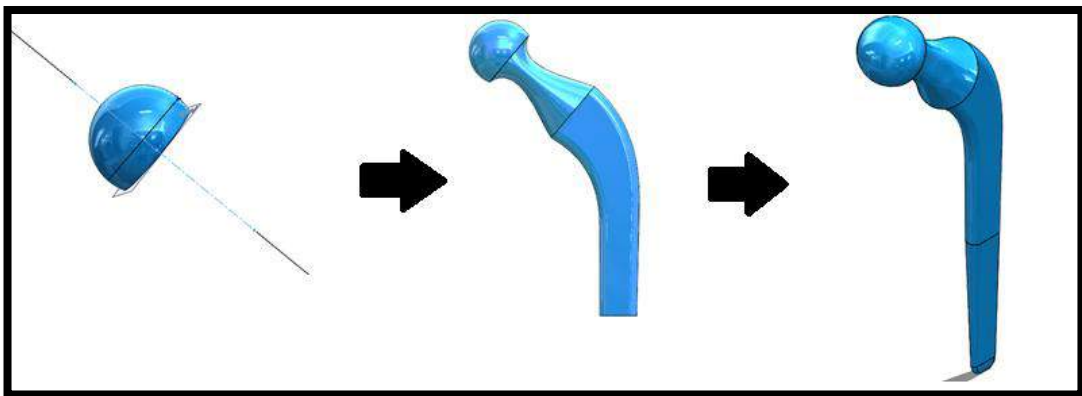


Figura 2-4: Diseño y modelación de la prótesis biomecánica

Realizado por: Castelo, Andrés; 2019

4.1.2. Diseño de la copa acetabular y acetábulo

Tomando en cuenta las medidas proporcionada por la pelvis de la persona de 50 años, el diseño de la copa acetabular no debe presentar dificultades.



Figura 3-4: Diseño Copa Acetabular

Realizado por: Castelo, Andrés; 2019

El diseño para el acetábulo parte también del diseño de la copa acetabular, ambos ensamblados se colocarán en la cavidad cotiloidea del hueso pélvico, para ello se ha elegido un diseño donde los movimientos de extremo a extremo juegan un papel importante y si presentan complicaciones donde la cabeza femoral o el acetábulo salen de su posición el paciente puede sufrir graves consecuencias, por esta razón se debe generar una buena movilidad.



Figura 4-4: Diseño acetábulo

Realizado por: Castelo, Andrés; 2019

Una vez concluido el diseño y modelación de la prótesis de cadera, se procede a realizar un análisis estático en ANSYS con las fuerzas previamente calculadas en el capítulo 3 y aplicando el material del cual se va a construir dicha prótesis. Aquí se aplica el pre proceso (asignación del material), luego el proceso (aplicación de cargas) y el post proceso, donde nos muestra los resultados obtenidos del mencionado análisis.

4.2 Análisis estático de la prótesis en Ansys

4.2.1. Pre proceso

El archivo obtenido en Solidworks se lo importa ANSYS, en este punto se observa el comportamiento ante la deformación, las fuerzas y esfuerzos obtenidos en el capítulo anterior, para ellos necesitamos aplicarle el material, en nuestro caso será PLA y el hueso humano.

Outline of Schematic C2: Engineering Data				
A	B	C	D	E
1	Contents of Engineering Data			Description
2	Material			
3	Hueso			
4	PLA			
5	Structural Steel			Fatigue Data at zero mean stress comes from 1998 ASME BPV Code, Section 8, Div 2, Table 5-110.1
*	Click here to add a new material			
Properties of Outline Row 4: PLA				
A	B	C	D	E
1	Property	Value	Unit	
2	Material Field Variables	Table		
3	Density	1,24	g cm ⁻³	
4	Isotropic Elasticity			
5	Derive from	Young's Modulus and Poisso...		
6	Young's Modulus	35000	MPa	
7	Poisson's Ratio	0,39		
8	Bulk Modulus	5,303E+10	Pa	
9	Shear Modulus	1,259E+10	Pa	
10	Tensile Yield Strength	53	MPa	
11	Compressive Yield Strength	80	MPa	
12	Tensile Ultimate Strength	60	MPa	

Figura 5-4: Propiedades mecánicas y físicas del PLA ingresadas en ANSYS

Realizado por: Castelo, Andrés; 2019

Luego realizamos el mallado comprobando la relación entre características y evaluación, el método elegido para este caso es Element Quality que utiliza una constante C, además del área y la longitud de las caras de las cuales se compone el mallado. Mediante esta metodología el promedio debe ser mayor al 80% para considerarse como óptima.

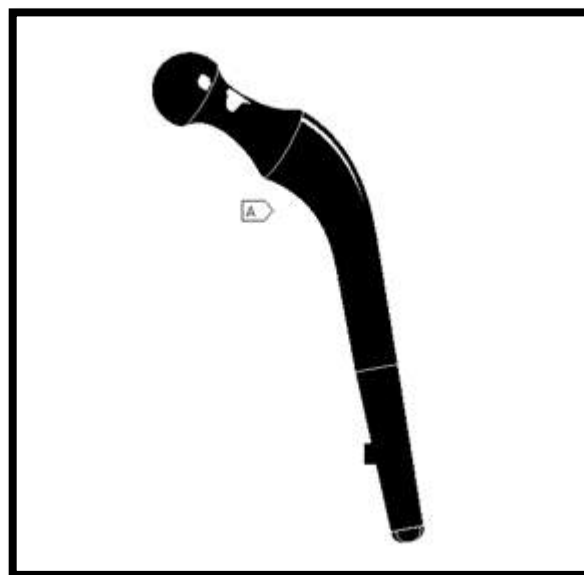


Figura 6-4: Secciones de la prótesis biomecánica

Realizado por: Castelo, Andrés; 2019

Para el mallado del modelado, se utiliza el método por Patch Independent, la cual presenta los siguientes resultados:

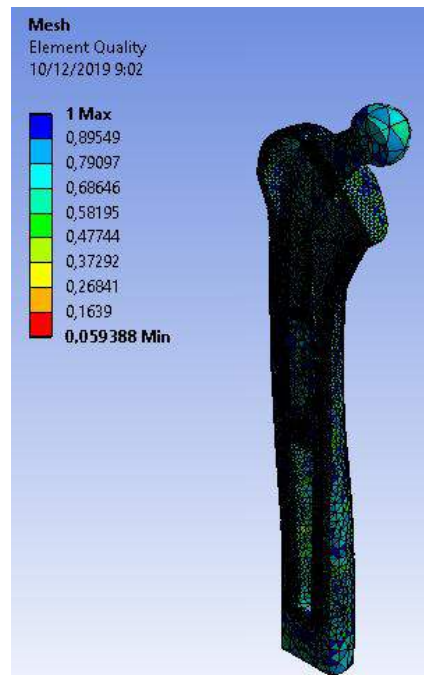


Figura 7-4: Mallado de la prótesis por Element Quality

Realizado por: Castelo, Andrés; 2019

Details of "Mesh"	
<input type="checkbox"/> Display	
Display Style	Element Quality
<input type="checkbox"/> Defaults	
Physics Preference	Mechanical
Element Order	Program Controlled
<input type="checkbox"/> Element Size	Default
<input checked="" type="checkbox"/> Sizing	
<input type="checkbox"/> Quality	
Check Mesh Quality	Yes, Errors
Error Limits	Standard Mechanical
<input type="checkbox"/> Target Quality	Default (0.050000)
Smoothing	Medium
Mesh Metric	Element Quality
<input type="checkbox"/> Min	5,9388e-002
<input type="checkbox"/> Max	1,
<input type="checkbox"/> Average	0,82457
<input type="checkbox"/> Standard Deviation	0,11567

Figura 8-4: Estado de la malla por Element Quality

Realizado por: Castelo, Andrés; 2019

Como se puede apreciar en la Figura 8-4, el promedio de la malla indica un valor del 82%, esto nos indica que posee un valor óptimo.

4.2.2 Proceso

4.2.2.1 Aplicación de carga al subir o bajar un escalón



Figura 9-4: Persona bajando un escalón

Realizado por: Castelo, Andrés; 2019

En la presente carga se aplica un esfuerzo de 0,992 MPa, como se mencionó en la sección de cargas estáticas del capítulo 3.

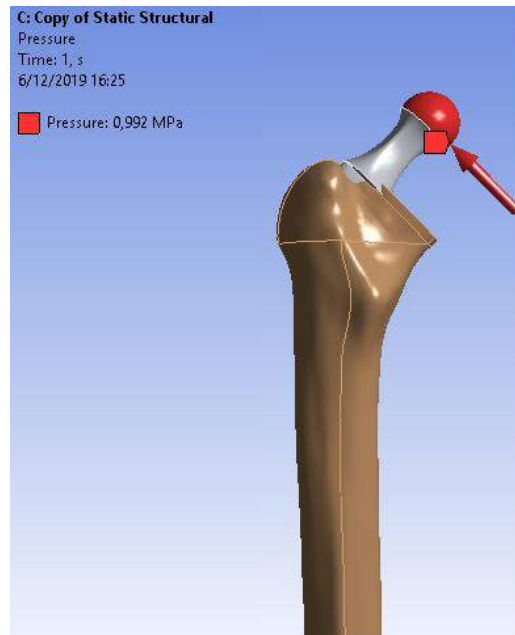


Figura 10-4: Aplicación de la carga cuando la persona baja un escalón

Realizado por: Castelo, Andrés; 2019

4.2.2.2 *Aplicación de cargas en la posición unipodal*



Figura 11-4: Posición unipodal

Realizado por: Castelo, Andrés; 2019

Otro caso de estudio se presenta cuando la persona adopta una posición unipodal o en un solo pie, para ello se determinaron las componentes denominadas J_x y J_y , fuerzas aplicadas en la cabeza femoral de la persona, presentan valores de 287,32N y 1393,56N respectivamente.



Figura 12-4: Aplicación de la fuerza para la posición unipodal

Realizado por: Castelo, Andrés; 2019

4.2.2.3. Aplicación de la carga con un peso adicional de 6 kg



Figura 13-4: Persona con un peso de 6kg

Realizado por: Castelo, Andrés; 2019

El presente caso, se produce cuando una persona carga un peso adicional, para nuestro caso aplicamos una fuerza exterior de 6 kg, como el eje está desfasado las componentes J_x y J_y

presentan otros valores, los cuales son 421,17 N y 1841,24 N para cada elemento como corresponde.



Figura 14-4: Aplicación de las fuerzas caso fuerza externa de 6kg

Realizado por: Castelo, Andrés; 2019

4.2.2.4. Aplicación de carga con la fuerza muscular



Figura 15-4: Caso fuerza muscular

Realizado por: Castelo, Andrés; 2019

El siguiente caso, donde la fuerza se aplica una fuerza muscular, en los aductores, se presenta como caso más realista y la misma presenta una fuerza equivalente a 648,56 N con un ángulo de 71°.

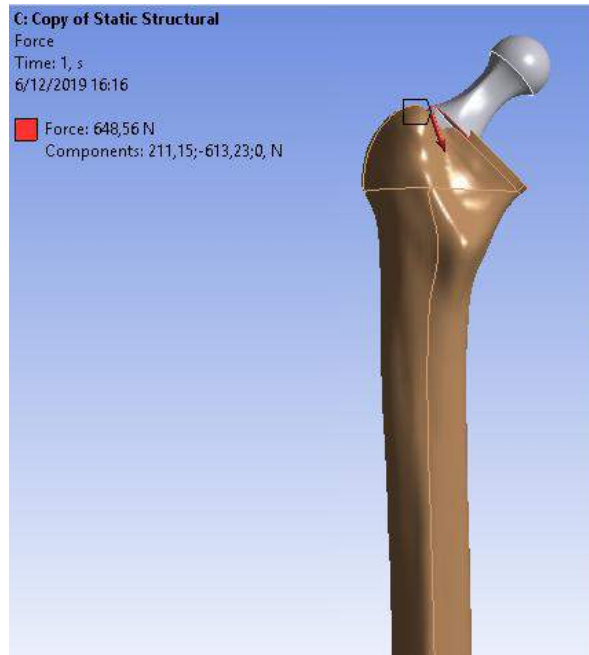


Figura 16-4: Aplicación de la carga frente al caso equilibrado por fuerza muscular

Realizado por: Castelo, Andrés; 2019

4.2.2.5. Aplicación de carga en posición bipodal



Figura 17-4: Posición bipodal

Realizado por: Castelo, Andrés; 2019

El último caso para analizar se presenta cuando una persona permanece en la posición bipodal o en dos piernas por un período corto de tiempo, para ello se aplican condiciones estáticas usando el peso corporal de la persona y el centro de gravedad (ubicada en la segunda vertebra sacra).



Figura 18-4: Aplicación de la carga respecto a la posición bipodal

Realizado por: Castelo, Andrés; 2019

4.2.2.6. Aplicación de las cargas estáticas

Para el análisis general tomamos en cuenta todos los casos anteriormente nombrados y la aplicación de las respectivas cargas en las zonas correspondientes.

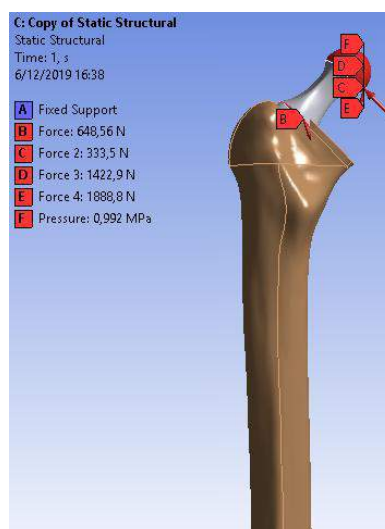


Figura 19-4: Aplicación de todas las cargas

Realizado por: Castelo, Andrés; 2019

4.2.3. Post proceso.

4.2.3.1. Resultados de deformación y esfuerzo equivalente ante la carga para subir un escalón

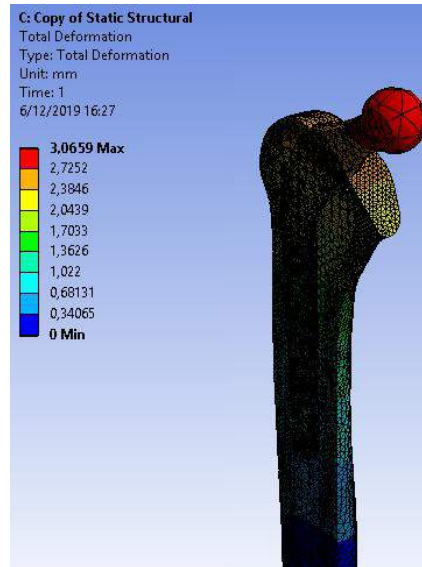


Figura 20-4: Deformación de la prótesis al bajar un escalón

Realizado por: Castelo, Andrés; 2019

Como se puede observar en la Figura 20-4, la máxima deformación posee un valor de 3,0659 mm mismo que se encuentra ubicada en la periferia de la cabeza femoral.

Ahora observaremos el comportamiento de la prótesis ante el esfuerzo equivalente aplicado para el presente caso.

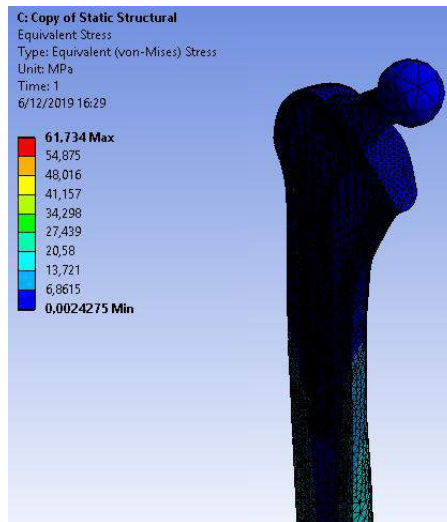


Figura 21-4: Esfuerzo equivalente al caso bajar un escalón

Realizado por: Castelo, Andrés; 2019

Como se puede apreciar el esfuerzo máximo se encuentra en el cuello de la prótesis biomecánica, la misma equivale a 61,734 MPa, ubicado en debajo de la cabeza femoral en el trocánter mayor.

4.2.3.2 Resultados de deformación y esfuerzo equivalente respecto a la carga unipodal

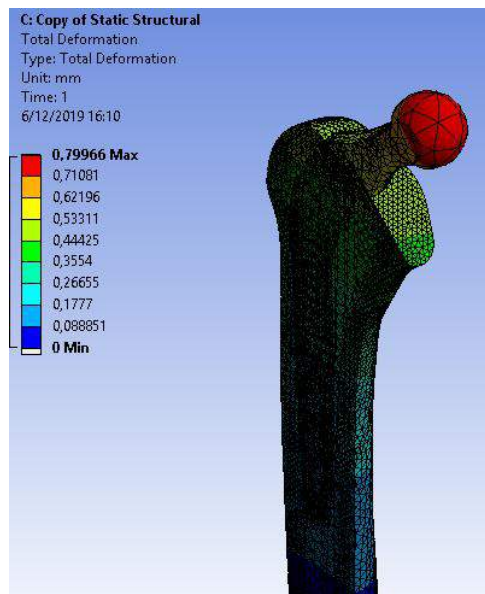


Figura 22-4: Deformación de la prótesis respecto al caso unipodal

Realizado por: Castelo, Andrés; 2019

La deformación máxima cuando una persona se encuentra en la posición unipodal es de 0,79966 mm ubicada en la cabeza femoral en su parte superior.

El comportamiento del esfuerzo máximo se presenta a continuación

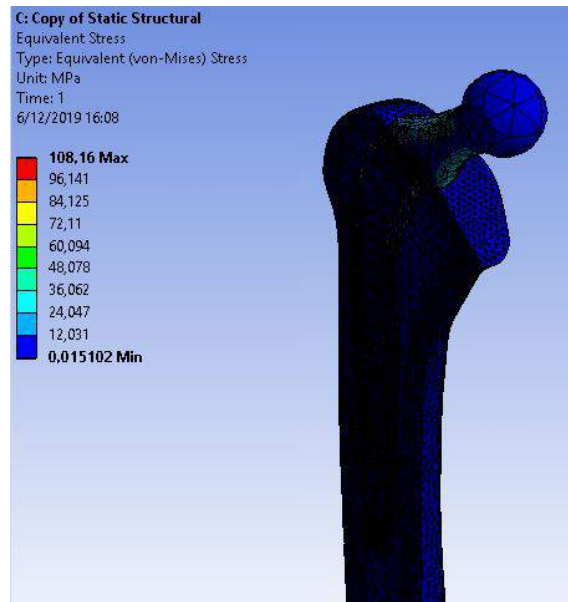


Figura 23-4: Esfuerzo equivalente respecto al caso con caso unipodal

Realizado por: Castelo, Andrés; 2019

El esfuerzo crítico se encuentra en la reducción de sección, zona de la cabeza y cuello femoral. Su valor es de 108,16 MPa

4.2.3.3 Resultados de deformación y esfuerzo equivalente respecto a la carga adicional de 6kg

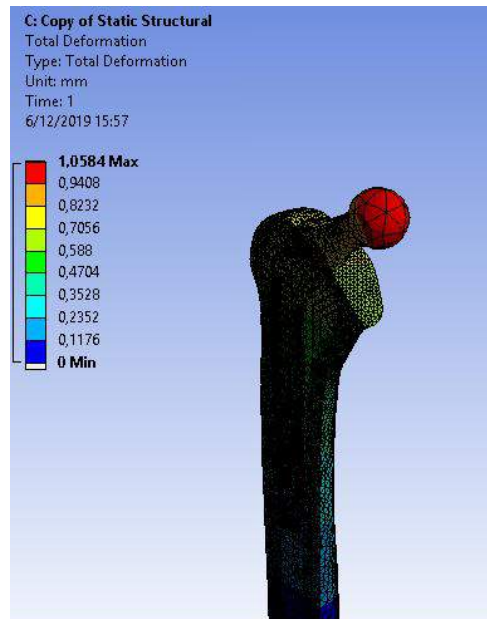


Figura 24-4: Deformación de la prótesis carga externa de 6kg

Realizado por: Castelo, Andrés; 2019

Como se puede evaluar mediante el análisis, el valor de deformación máxima es de 1,0584 mm. Con similitud a los casos anteriores los valores críticos se concentran en la periferia de la cabeza femoral.

El esfuerzo máximo presenta valores críticos de 138,8 MPa. Debido a la reducción de su sección, existe un concentrador de esfuerzos donde los valores más críticos se dan en la curva que une la cabeza femoral con el cuello.

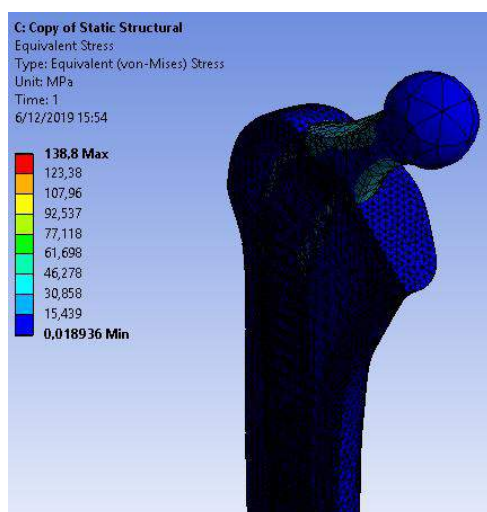


Figura 25-4: Esfuerzo equivalente caso fuerza externa de 6kg

Realizado por: Castelo, Andrés; 2019

4.2.3.4. Resultados de deformación y esfuerzo equivalente respecto a la carga fuerza muscular

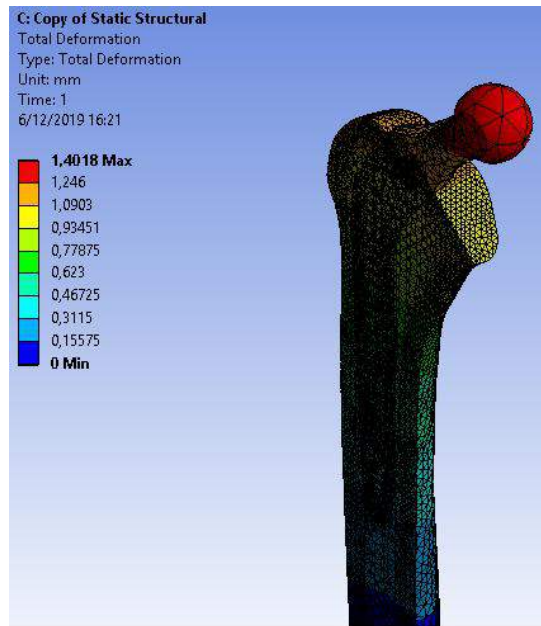


Figura 26-4: Deformación, caso equilibrado por fuerza muscular

Realizado por: Castelo, Andrés; 2019

Como se puede observar en la Figura 26-4. El valor crítico en cuanto a la deformación máxima es de 1,4018 mm, lo cual consideramos muy bajo.

Mientras que el esfuerzo equivalente máximo según el análisis estático en ANSYS presenta un valor de 42,325 MPa, en la parte donde empieza el vástago, la misma se ve afectada severamente en la Figura 27-4.

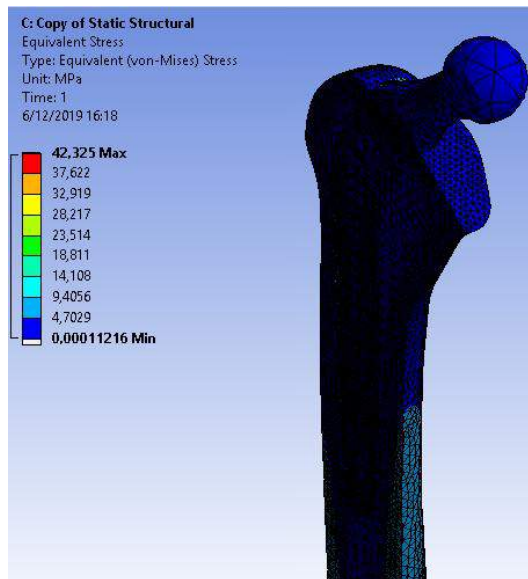


Figura 27-4: Esfuerzo equivalente respecto al caso equilibrado por fuerza muscular

Realizado por: Castelo, Andrés; 2019

4.2.3.5. Resultados de deformación y esfuerzo equivalente respecto a la carga en bipodal

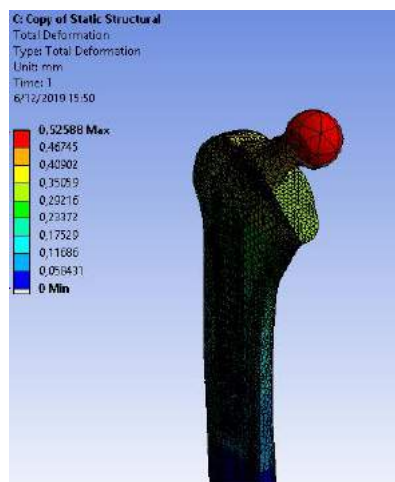


Figura 28-4: Deformación caso en posición bipodal

Realizado por: Castelo, Andrés; 2019

La deformación en este último caso presenta un valor de 0,52588mm, un valor considerable teniendo en cuenta el peso corporal de 68kg de la persona de 50 años.

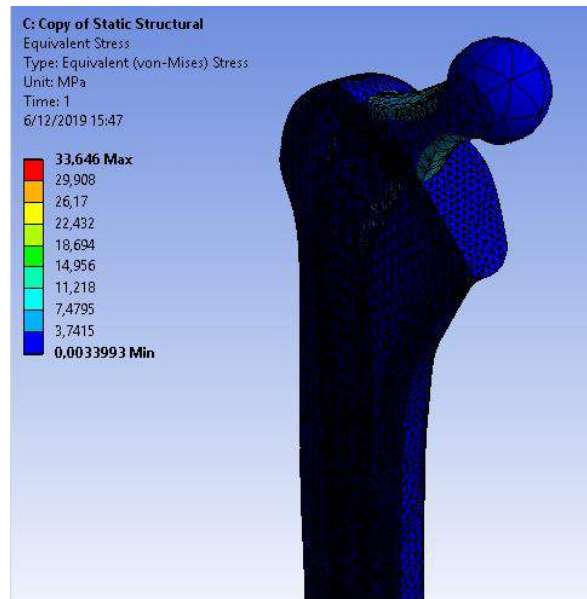


Figura 29-4: Esfuerzo equivalente respecto a la posición bipodal

Realizado por: Castelo, Andrés; 2019

Los esfuerzos más críticos se encuentran en la reducción de sección y en la zona donde empieza en vástago que se encontrar incrustado en el fémur y posee un valor de 33,646 MPa.

4.2.3.6 Análisis prótesis aplicando todas las cargas estáticas

El análisis en el presente caso ahora corresponde con los casos anteriormente nombrados, aplicando las mismas condiciones que se han venido especificando. Para ello el valor de la deformación total es de 2,2386mm.

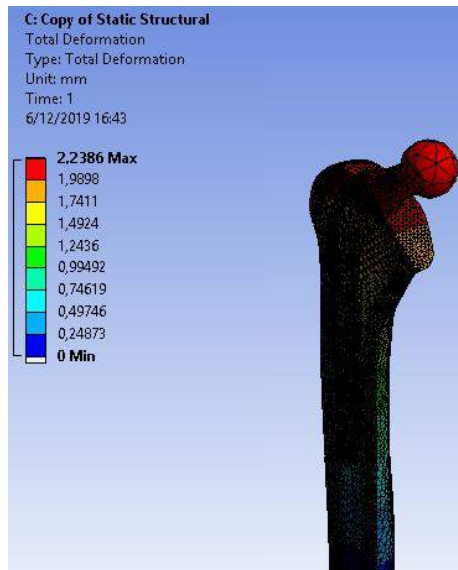


Figura 30-4: Deformación total en la prótesis de cadera

Realizado por: Castelo, Andrés; 2019

El esfuerzo equivalente es de 223,94 MPa, ubicado en la zona donde inicia el vástago como se puede apreciar en la Figura 31-4. Los demás esfuerzos para tomar en cuenta son de 199,06 MPa ubicado en el cuello de la prótesis.

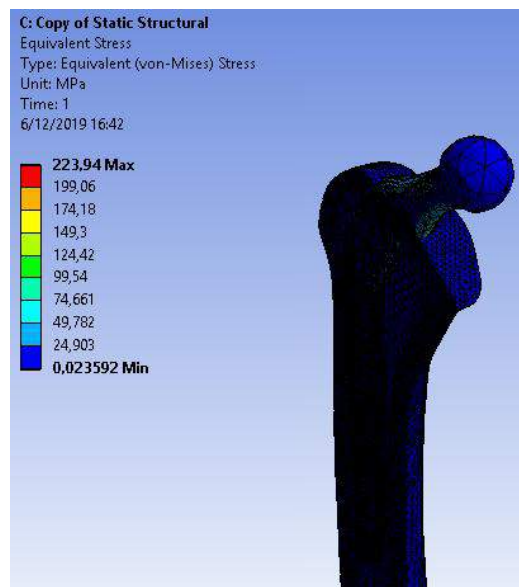


Figura 31-4: Esfuerzo equivalente en la prótesis de cadera

Realizado por: Castelo, Andrés; 2019

Mientras que el factor de seguridad en la prótesis modelada se muestra en la figura 32-4.

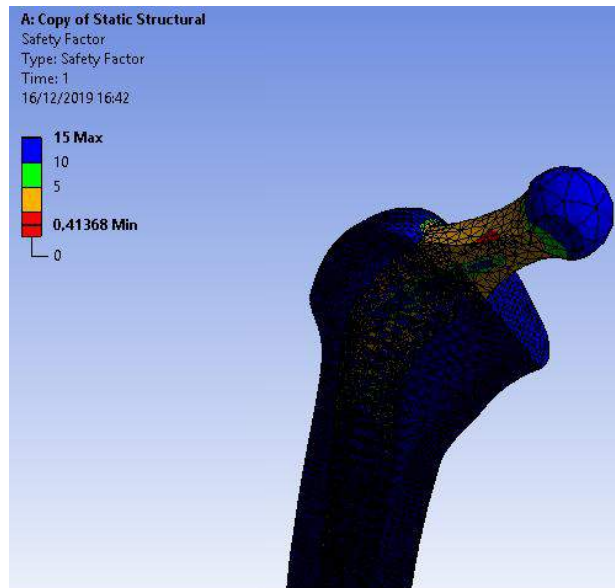


Figura 32-4: Factor de seguridad en la prótesis de cadera

Realizado por: Castelo, Andrés; 2019

En la Tabla 1-4, se presentan los parámetros de esfuerzo y deformación con los casos estáticos.

Tabla 1-4: Principales movimientos en la cadera

Casos Presentes	Esfuerzo Equivalente (MPa)	Deformación (mm)
1. Posición unipodal	108,16	0,79966
2. Posición bipodal	33,646	0,52588
3. Fuerza muscular	42,325	1,4018
4. Fuerza adicional de 6 kg	138,8	1,0584
5. Subir un escalón	61,734	3,06591

Realizado por: Andrés Castelo, 2019

4.3. Análisis dinámico de fuerzas

El presente análisis dinámico se basa en la tesis de (Aguirre León y Cevallos Rodriguez 2017, p. 55), donde muestra el comportamiento de un exoesqueleto en una persona y las fuerzas que se producen al caminar en un intervalo de tiempo. Como se describe en el Capítulo 3 en la fase media de la marcha se produce la carga crítica más elevada. Con los parámetros establecidos además del uso de programas de modelación como SolidWorks se puede recrear a una persona con la estatura

y el peso utilizado en el presente trabajo, posteriormente se procede a simular la caminata de una persona mediante el software MSC ADAMS.

4.3.1. Definición de la Geometría y Densidad

Una vez modelado y recreado la persona en Solidworks con las dimensiones previamente determinadas, se importa la geometría en MSC ADAMS como se muestra en la Figura 33-4.

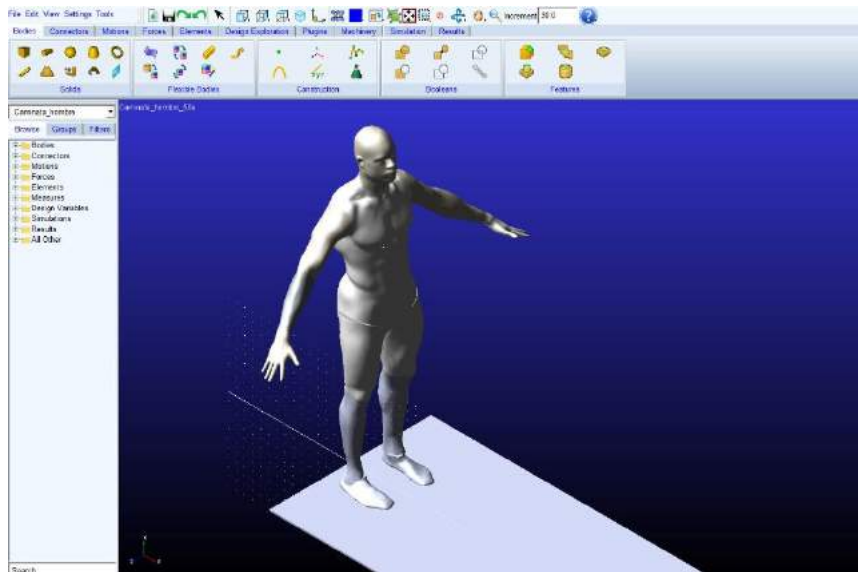


Figura 33-4: Definición de la geometría en MSC ADAMS

Realizado por: Castelo, Andrés; 2019

Posteriormente se introducen los datos correspondientes (en nuestro caso densidad de 748.43 Kg/m³, debido al volumen proporcionado por Solidworks y al peso de 68kg que deseamos analizar) a cada uno de los componentes para empezar a realizar el análisis.

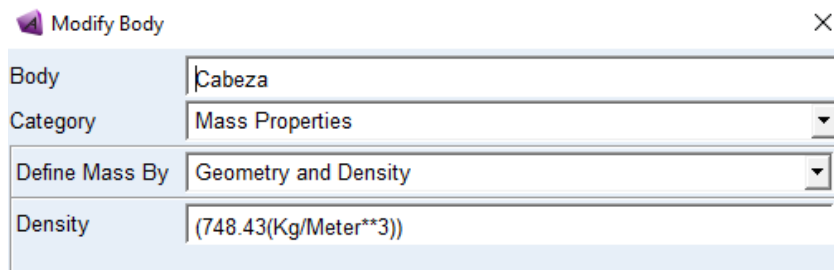


Figura 34-4: Definición de densidad en MSC ADAMS

Realizado por: Castelo, Andrés; 2019

4.3.2. Definición de parámetros y juntas para simulación de la caminata

Se asignan las juntas necesarias a la geometría importada. El análisis para este caso únicamente se lo realiza en la cadera y las extremidades inferiores por lo tanto se usan solo las conexiones mostradas en la Figura 35-4.

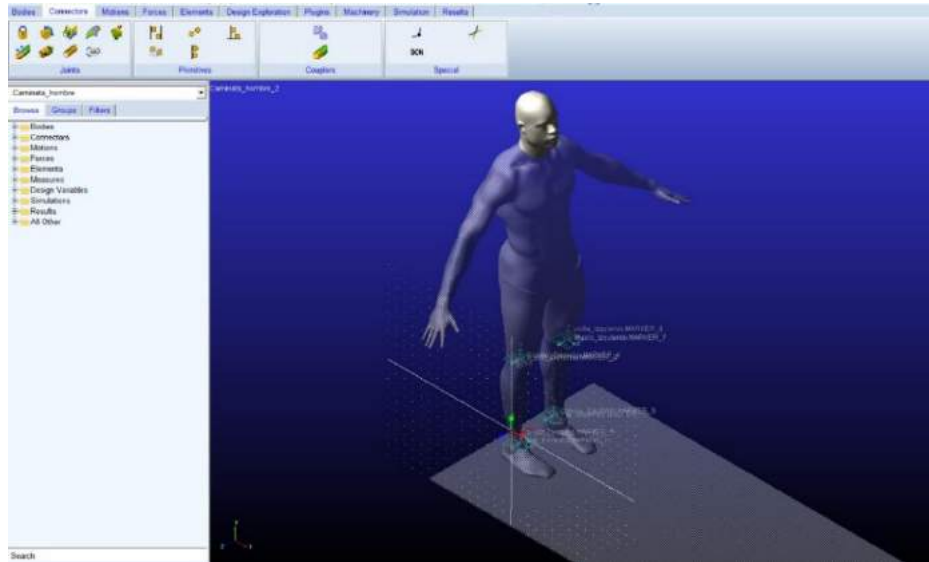


Figura 35-4: Juntas para el análisis dinámico en MSC ADAMS

Realizado por: Castelo, Andrés; 2019

Luego de establecer las conexiones en las extremidades inferiores se asignan movimientos a cada una de las juntas, así como también las fuerzas de impacto (pie derecho e izquierdo sobre el suelo), para ello es importante los datos obtenidos de (Aguirre León y Cevallos Rodríguez 2017, p. 61), tanto del coeficiente de fricción dinámico con un valor correspondiente de 0,25 y coeficiente de fricción estático de 0,3. Los mismos se ingresan en MSC ADAMS.

Establecido las juntas, movimientos y demás parámetros, se realiza la simulación de la marcha de una persona en un intervalo de 5 segundos, el software MSC ADAMS se encarga de realizar un análisis dinámico que incluye el cálculo de las fuerzas en un sistema de coordenadas establecido para la posición media de la caminata como se plantea en un principio, es decir la articulación de la cadera con el fémur izquierdo y derecho.

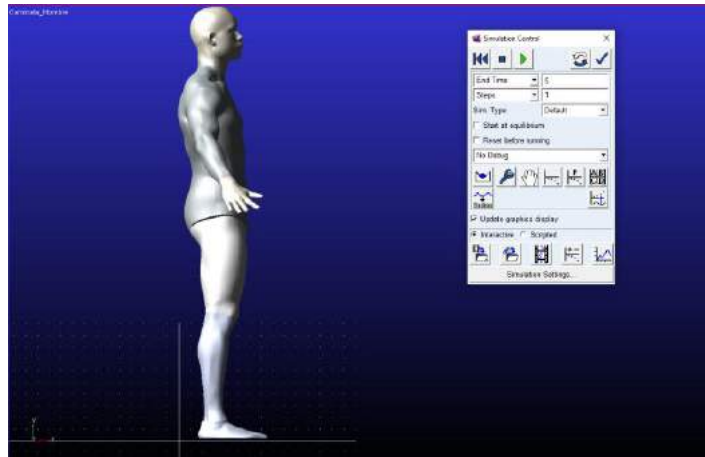


Figura 36-4: Simulación de la marcha en MSC ADAMS

Realizado por: Castelo, Andrés; 2019

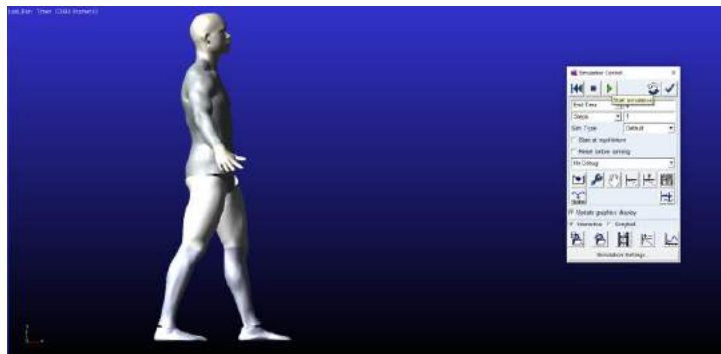


Figura 37-4: Ciclo de marcha fase crítica en MSC ADAMS

Realizado por: Castelo, Andrés; 2019



Figura 38-4: Simulación fase final marcha en MSC ADAMS

Realizado por: Castelo, Andrés; 2019

4.3.3. Resultados de fuerzas en la simulación de la marcha

Realizada la simulación dentro del período de tiempo establecido (5 segundos), se obtienen los resultados del análisis dinámico en las articulaciones mencionadas como se muestra en la Figura 39-4. (Calderon y Enrique 2018, p. 82)

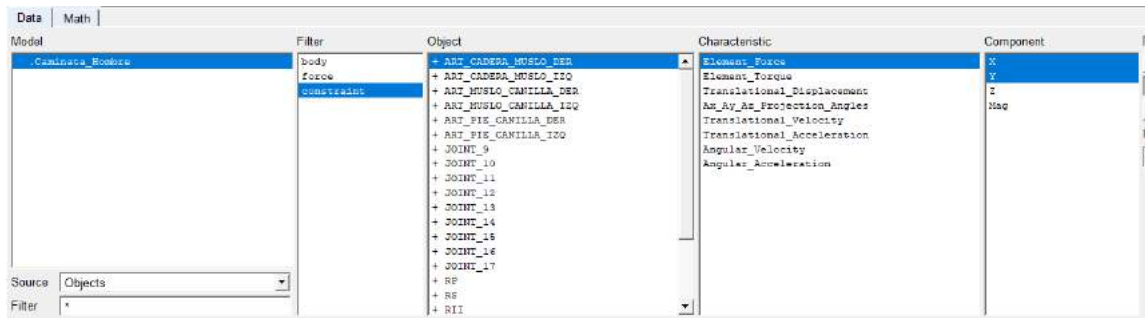


Figura 39-4: Resultado del análisis dinámico de la articulación cadera-muslo

Realizado por: Castelo, Andrés; 2019

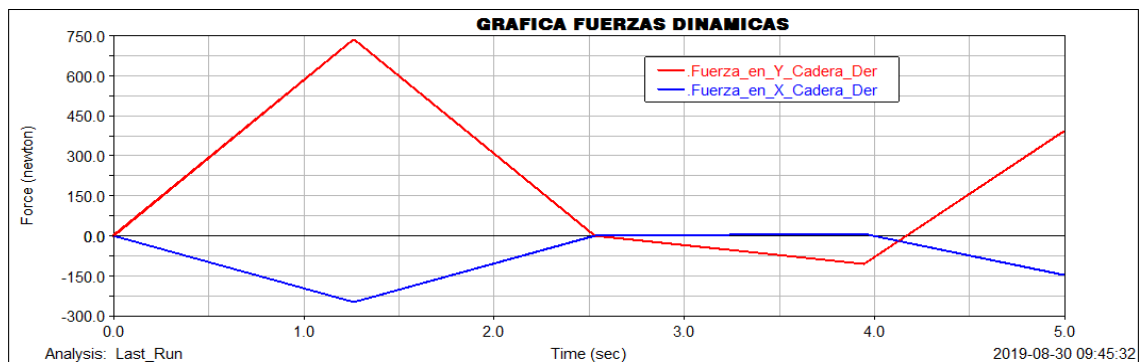


Gráfico 1-4: Comportamiento de las fuerzas de la articulación cadera-muslo derecho

Realizado por: Castelo, Andrés; 2019

El comportamiento de la fuerza en la articulación de la cadera-muslo derecho en la posición media de la marcha, es decir cuando damos un paso, presenta diversos valores, mismos que se presentan en la Tabla 2-4.

Tabla 2-4: Pares ordenados de la articulación cadera-muslo derecha

Tiempo (s)	Fuerza X (N)	Fuerza Y (N)
0	0	0
1,3	736,5	-250,1
1,5	-0,87	0,67
3,9	-107,45	7,73
5	392,6	-145,5

Realizado por: Andrés Castelo, 2019



Gráfico 2-4: Comportamiento de las fuerzas de la articulación cadera-muslo izquierdo

Realizado por: Castelo, Andrés; 2019

La articulación de la cadera-muslo izquierdo presenta un comportamiento diferente al Gráfico 1-4. Para el presente análisis dinámico la fuerza se obtienen los siguientes pares ordenados de esta articulación.

Tabla 3-4: Pares ordenados de la articulación cadera-muslo izquierda

Tiempo (s)	Fuerza X (N)	Fuerza Y (N)
0	0	0
1,3	-9,4	-194,9
2,7	-8,5	-1,38
4,2	182,7	483
5	35,8	180,4

Realizado por: Andrés Castelo, 2019

4.4. Análisis de fuerzas en nCode Design Life

nCode es un complemento de ANSYS, nos permite ejecutar simulaciones a fatiga estableciendo parámetros específicos como la curva S-N, límite de resistencia a la fatiga del material y número de ciclos. Para el presente trabajo de titulación, se establecen las propiedades tanto para el Hueso como para el PLA. Este último se asemeja al PET, según (Campbell 2012, p. 355) la curva S-N se presenta en el Gráfico 3-4.

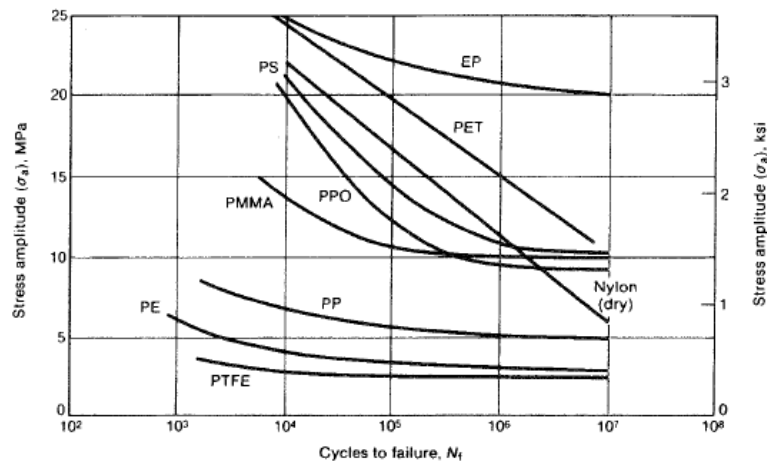


Gráfico 3-4: Curvas S-N de diversos polímeros

Fuente: Campbell, F; 2012

Estos datos se introducen en ANSYS, tal y como se muestra en la Figura 40-4

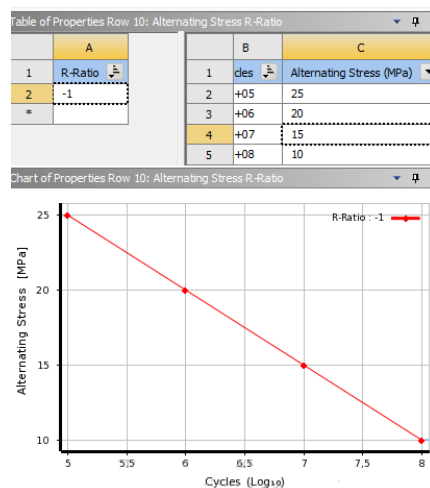


Figura 40-4: Curva S-N semejante al PLA

Realizado por: Castelo, Andrés; 2019

Como se puede observar este comportamiento tiene una fatiga invertida, con un $R = -1$. Posteriormente se crea un espectro en el software de análisis con los mismo datos de la gráfica de la articulación cadera-muslo izquierdo y derecho.

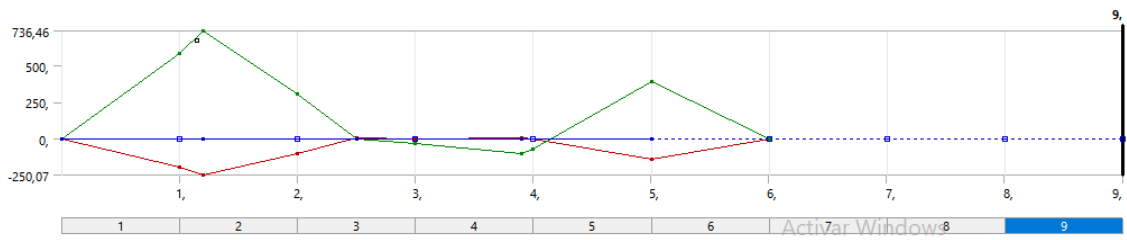


Gráfico 4-4: Espectro en ANSYS. Articulación cadera-muslo derecho

Realizado por: Castelo, Andrés; 2019

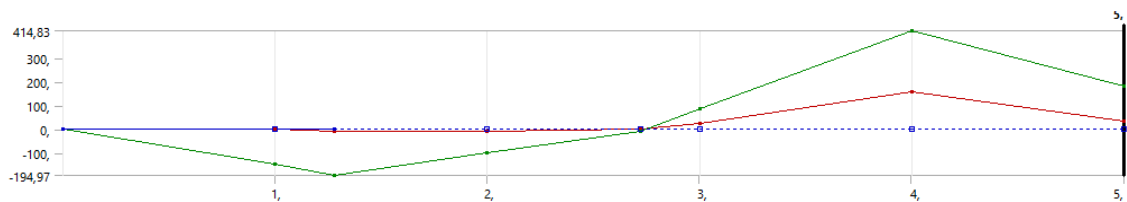


Gráfico 5-4: Espectro en ANSYS. Articulación cadera-muslo izquierdo

Realizado por: Castelo, Andrés; 2019

Esta carga se introduce en la interfaz de nCode para determinar el daño y la vida dependiendo el número de ciclos dentro de la prótesis biomecánica de cadera y observar el comportamiento del mismo. Primeramente la Figura 43-4 presenta a la articulación cadera-muslo derecho.

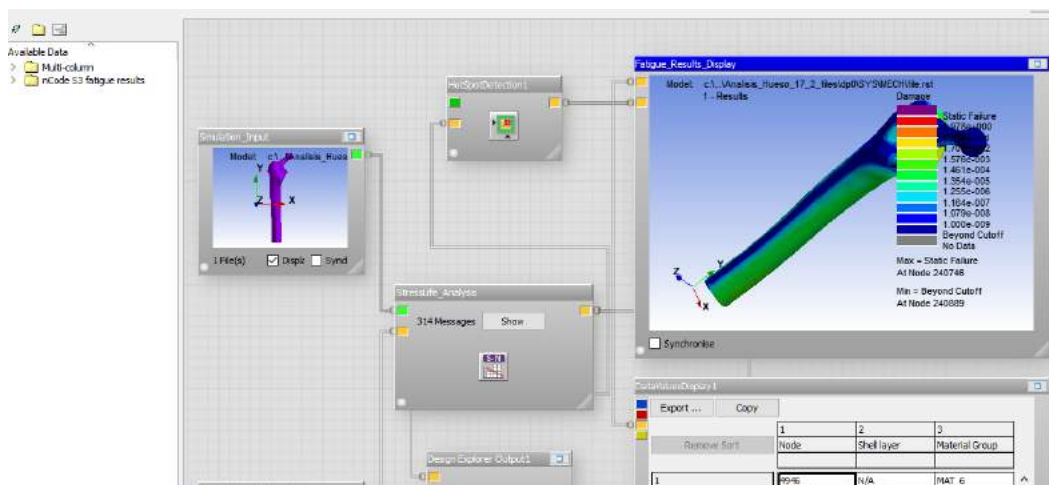


Figura 41-4: Datos del espectro cadera-muslo derecho ingresados en la interfaz de nCode

Realizado por: Castelo, Andrés; 2019

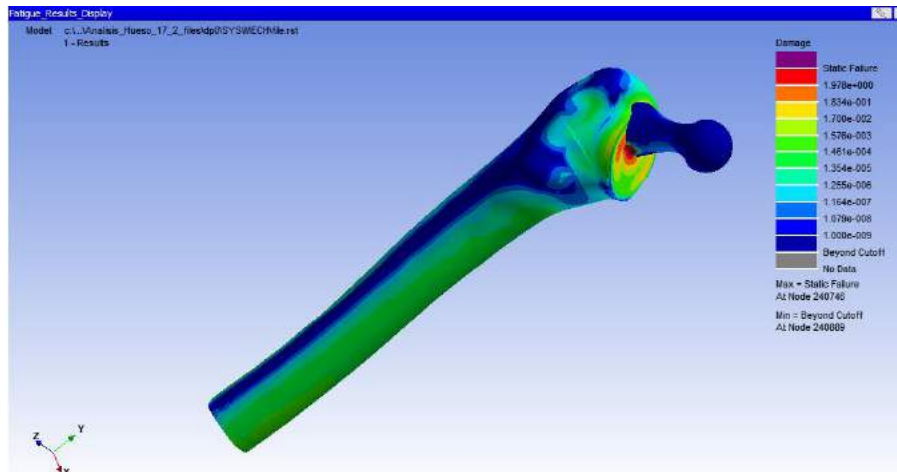


Figura 42-4: Daño según el espectro de la articulación cadera-muslo derecha

Realizado por: Castelo, Andrés; 2019

Como se puede apreciar el daño se produce en la zona del cuello femoral y alrededor del trocánter menor. Mientras que la vida en ciclos presenta un resultado similar al anterior como muestra en la figura 45-4.

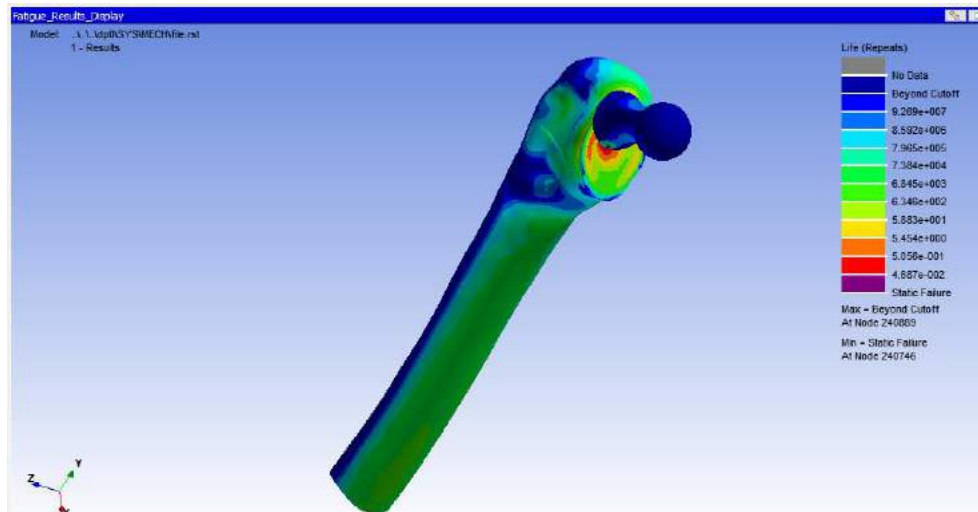


Figura 43-4: Vida en número de ciclos según el espectro de la articulación cadera-muslo derecho

Realizado por: Castelo, Andrés; 2019

A continuación realizamos el análisis para la articulación de la cadera-muslo izquierdo cuyo espectro es distinto.

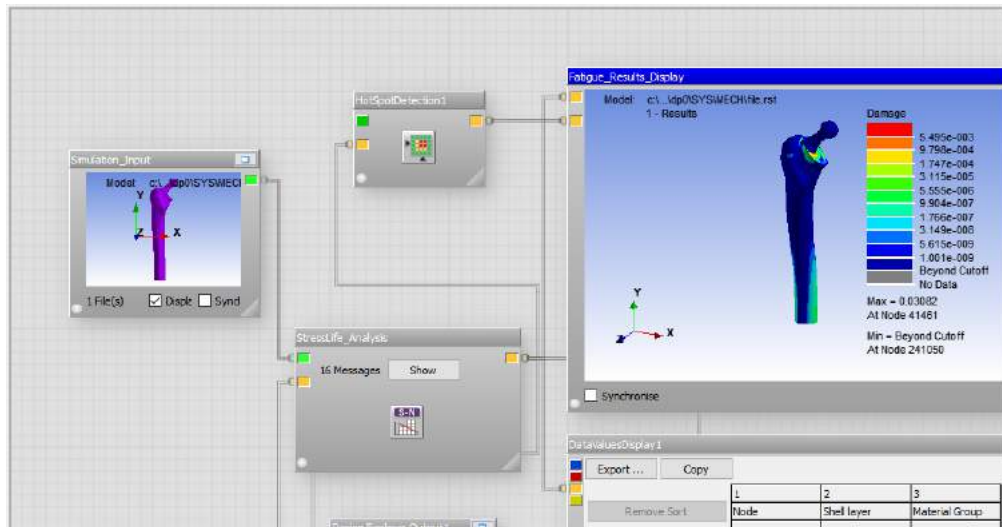


Figura 44-4: Datos del espectro cadera-muslo izquierdo ingresados en la interfaz de nCode

Realizado por: Castelo, Andrés; 2019

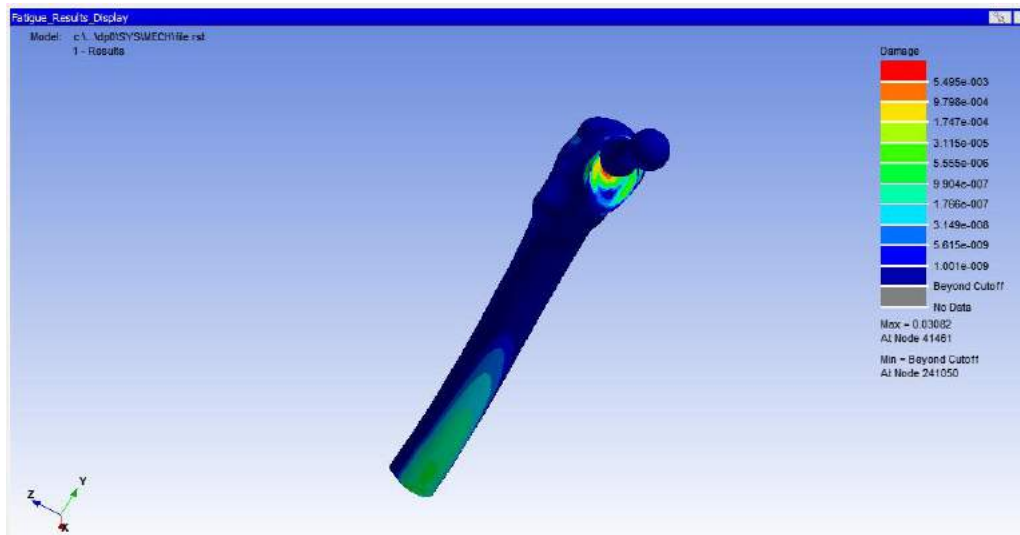


Figura 45-4: Daño según el espectro de la articulación cadera-muslo izquierdo

Realizado por: Castelo, Andrés; 2019

La zona que mayor daño sufre respecto al espectro causado por la articulación de la cadera-muslo izquierdo se encuentra en el trocánter menor del fémur. Es un resultado lógico debido a la concentración de esfuerzos que existen entre el hueso y la prótesis de cadera.

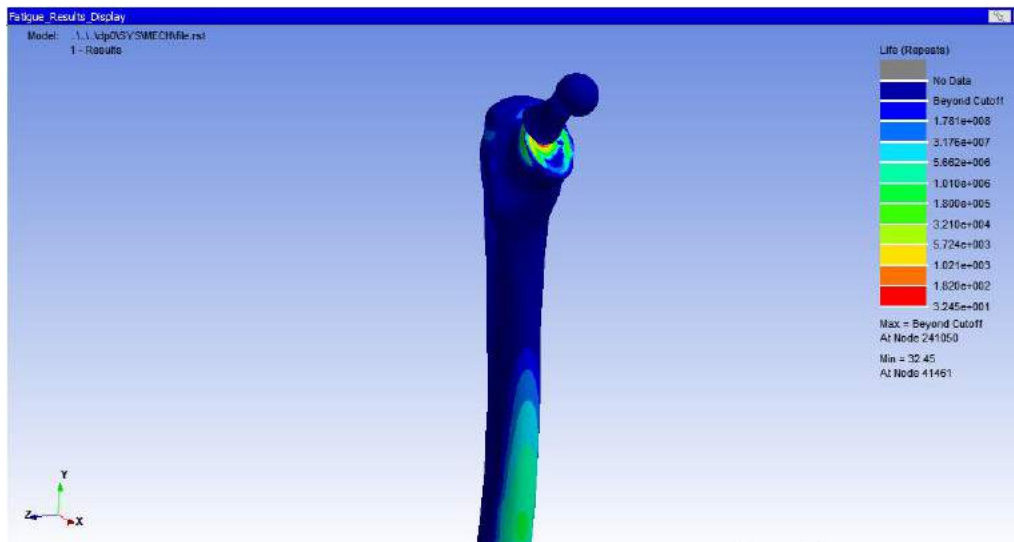


Figura 46-4: Vida en número de ciclos según el espectro de la articulación cadera-muslo izquierdo

Realizado por: Castelo, Andrés; 2019

El software nos indica que el número de ciclos para nuestra prótesis de cadera biomecánica afecta su vida útil en gran parte a la zona del cuello femoral y parte del fémur.

4.5 Impresión 3D del fémur y pelvis

Para la validación de los resultados de la prótesis biomecánica, se procede a insertar el elemento en el sistema óseo tanto en la pelvis como en el fémur y observar el comportamiento ante los diversos tipos de movimiento en base a la biomecánica de la cadera presentada en el Capítulo 2.

Para ello se imprime en 3D la pelvis y el fémur que se han escaneado y modificados mostrados en el Capítulo 3, para la presente etapa los elementos se imprimen a una escala 1:1.

La configuración de parámetros en el software CURA se presenta a continuación:

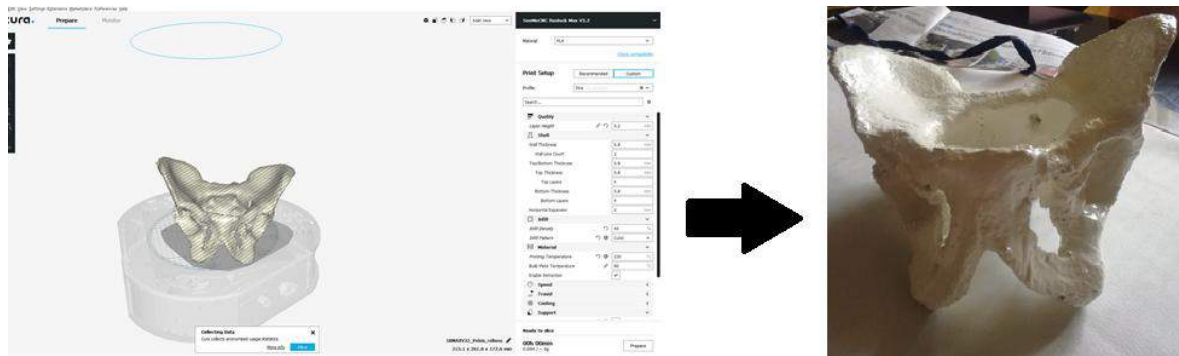


Figura 47-4: Configuración parámetros e impresión en 3D de la pelvis

Realizado por: Castelo, Andrés; 2019

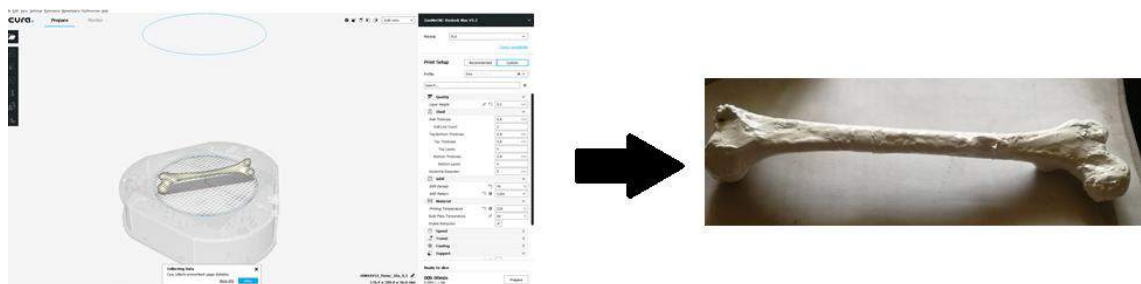


Figura 48-4: Configuración parámetros e impresión en 3D del fémur

Realizado por: Castelo, Andrés; 2019

Como se puede observar en la Figura 46-4 y Figura 47-4, los parámetros de configuración para impresión 3D con PLA son similares. El material polimérico debe estar a 210°C como recomienda el catálogo de impresión.

Según el tipo de relleno, al esperar un resultado con buena resistencia elegimos cubica y una densidad de 80%, esto por los resultados en el ensayo de impacto IZOD.

4.6. Ensamble de la prótesis de cadera

El ensamble de la prótesis biomecánica corresponde a un proceso minucioso donde el elemento debe suplir de buena manera a la articulación de cadera y muslo para que la persona realice los movimientos innatos de caminata y otros casos presentados a lo largo del Capítulo 3.

La implantación de la prótesis de cadera en el fémur debe ser precisa y la cavidad cotiloidea debe ser removida en parte para la fijación excelente de la copa acetabular y no presentar problemas a futuro.



Figura 49-4: Acetábulo y copa acetabular ensamblada en la pelvis

Realizado por: Castelo, Andrés; 2019

Posteriormente el vástago se incrusta en el fémur donde se remueve por completo la cabeza femoral donde ambas presentan un mecanismo que permite realizar los principales movimientos como flexión, extensión, aducción y abducción.



Figura 50-4: Prótesis de cadera ensamblada

Realizado por: Castelo, Andrés; 2019

4.7. Movimientos de la cadera con la prótesis biomecánica

El instrumento utilizado para conocer la movilidad de la prótesis de cadera una vez implantado en el hueso pélvico y fémur es el goniómetro de la Figura 52-4, este dispositivo permite observar la amplitud (en grados) y límites de movimiento en las articulaciones del cuerpo humano.

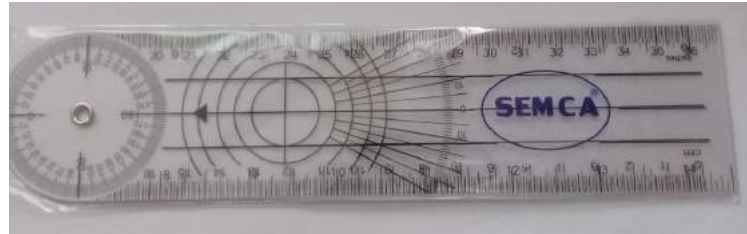


Figura 51-4: Goniómetro médico

Realizado por: Castelo, Andrés; 2019

4.7.1. Movimientos de extensión con la prótesis de cadera

Para conocer las ventajas de la prótesis con respecto a este movimiento en el plano transversal, el paciente debe estar en la posición de decúbito prono con las extremidades inferiores y tronco bien alineados. Posteriormente el goniómetro se coloca en el trocánter mayor como sugiere (Carrere y Méndez 2009, p. 17). Este proceso se lo realiza hasta cuando el instrumento marque 20° con la extremidad inferior alzada



Figura 52-4: Movimiento de extensión en posición decúbito prono

Realizado por: Castelo, Andrés; 2019

Una vez optado la posición de decúbito prono y realizando el movimiento en flexión más común como se muestra en la Figura 52-4, el Goniómetro marca un ángulo de 20° respecto a la horizontal



Figura 53-4: Movimiento de la articulación marcando 20°

Realizado por: Castelo, Andrés; 2019

4.7.2. Movimientos de flexión con la prótesis de cadera

Los movimientos de extensión al igual que los de flexión se producen en el plano sagital, esta vez en decúbito supino, para ello fijamos el goniómetro en la parte lateral de la pelvis, después flexionamos completamente hasta alcanzar el rango de 140° a 160° (Carrere y Méndez 2009, p. 17)

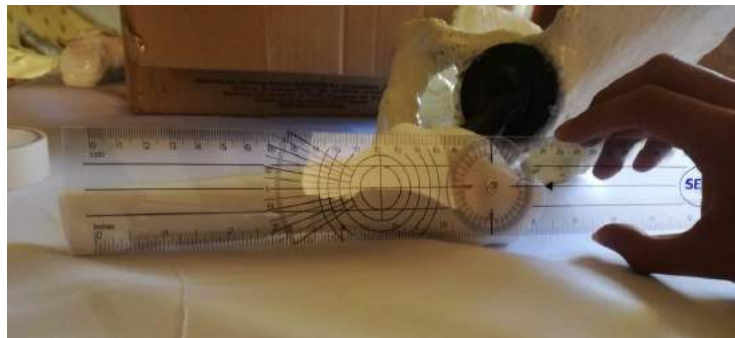


Figura 54-4: Movimiento de flexión en posición decúbito supino

Realizado por: Castelo, Andrés; 2019

Colocando el Goniómetro en el trocánter mayor, simulando el movimiento con la rodilla extendida el ángulo marcado por el instrumento es de 150° que corresponde al rango de la biomecánica de la cadera.



Figura 55-4: Articulación marcando 150° para el movimiento en flexión.

Realizado por: Castelo, Andrés; 2019

4.7.3. Movimientos de aducción con la prótesis de cadera

Para este movimiento el goniómetro debe formar un ángulo recto entre la espina iliaca y la extremidad inferior. Posteriormente realizamos el desplazamiento del fémur hasta que la espina iliaca ascienda observando su comportamiento. (Carrere y Méndez 2009, p. 19)



Figura 56-4: Espina iliaca anterosuperior un ángulo de 90° con el fémur

Realizado por: Castelo, Andrés; 2019

Recreando la posición descrita anteriormente con los huesos fémur y pelvis. El Goniómetro en este tipo de movimiento en el plano sagital marca un valor de 15° , mismo que está dentro de los rangos establecidos por la biomecánica de la cadera.



Figura 57-4: Goniómetro indicando el ángulo para este tipo de movimiento.

Realizado por: Castelo, Andrés; 2019

4.7.4. Movimientos de abducción con la prótesis de cadera

Para el movimiento de abducción colocamos el instrumento de medición la espina iliaca y en este caso el fémur extendido y alineado formando un ángulo de 90° . Partiendo de esta posición la extremidad inferior se observa el grado de amplitud hasta que la espina iliaca desciende. (Carrere y Méndez 2009, p. 18)



Figura 58-4: Movimiento de abducción

Realizado por: Castelo, Andrés; 2019

Este movimiento presenta cierta similitud al anterior, para ello colocamos el instrumento de medición en la zona de la cadera indicada anteriormente con las extremidades flexionadas, en dicho movimiento común que realiza la cadera presenta un valor de 15°.



Figura 59-4: Colocación del goniómetro para este movimiento.

Realizado por: Castelo, Andrés; 2019

En resumen, los movimientos principales de la biomecánica de la cadera se muestran en la Tabla 4-4.

Tabla 4-4: Resultados de los principales movimientos de la biomecánica de la cadera.

Movimientos	Medición
Extensión	20°
Flexión	150°
Abducción	15°
Aducción	15°

Realizado por: Andrés Castelo, 2019

4.8 Ensayo de compresión del protesis de cadera.

Para corroborar los resultados obtenidos en el software ANSYS, el ensayo de compresión de la prótesis de cadera biomecánica se lo realiza en las zonas críticas del componente, es decir, la cabeza y cuello femoral. En esta experimentación, se coloca la prótesis en dos soportes de acero como se muestra en la Figura 59-4 y 60-4.



Figura 60-4: Probetas de Acero AISI 1018 ensayo compresión

Realizado por: Castelo, Andrés; 2019



Figura 61-4: Colocación probeta para ensayo de compresión

Realizado por: Castelo, Andrés; 2019

Posteriormente aplicamos una fuerza de compresión con la ayuda de la maquina universal de la Facultad de Ingeniería Mecánica de la ESPOCH, esto para observar el comportamiento ante la carga y la deformación. Los resultados se muestran en el Anexo E.

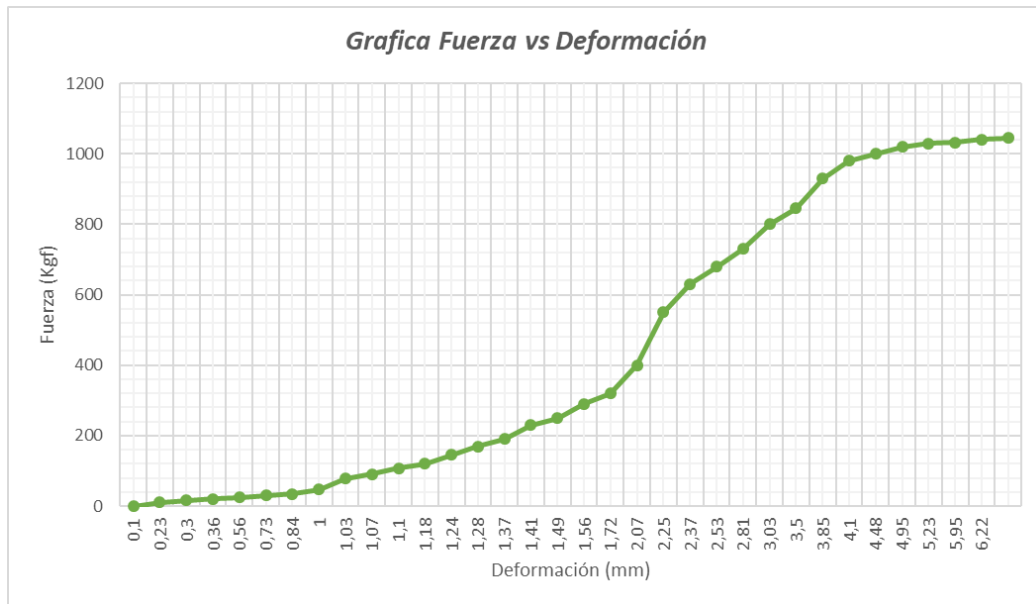


Gráfico 6-4: Resultados del ensayo de compresión para la prótesis de cadera.

Realizado por: Castelo, Andrés; 2019

Como se puede observar en el Gráfico 3-4, con una carga de 1045 kgf, el material empieza a fisurarse, pero no llega a la ruptura, más bien adopta diversas formas por las capas de PLA como se muestra en la Figura 62-4, debido a la estructura cubica.



Figura 62-4: Deformación probeta a una carga de 1045 kgf de compresión

Realizado por: Castelo, Andrés; 2019

4.9 Validación de resultados según la prótesis de titanio con recubrimiento y la que posee el paciente actualmente.

4.9.1. Aplicación de fuerzas estáticas en la prótesis que posee el paciente

El paciente de sexo masculino de 50 años que presenta una artroplastia total de cadera derecha ya no posee su cabeza femoral como indican las radiografías del ANEXO B y la prótesis biomecánica hasta la actualidad (5 años desde la intervención quirúrgica) funcionan perfectamente, observado las placas pertinentes y mediante la modelación en Solidworks se recrea nuevamente elemento como se muestra en la siguiente Figura 63-4.

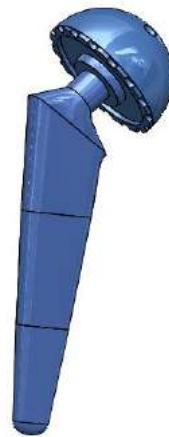


Figura 63-4: Prótesis de cadera biomecánica del paciente

Realizado por: Castelo, Andrés; 2019

A diferencia del tipo de prótesis modelado (Charnley), esta prótesis biomecánica tiene una sección reducida en la parte superior cerca donde empieza el vástago que va insertado en el fémur, la composición del vástago también es distinta debido a las diferencias entre geometrías utilizadas en el presente trabajo.

Los resultados obtenidos aplicando las cargas a la prótesis mecánica del paciente para las mismas condiciones formuladas se presentan a continuación.

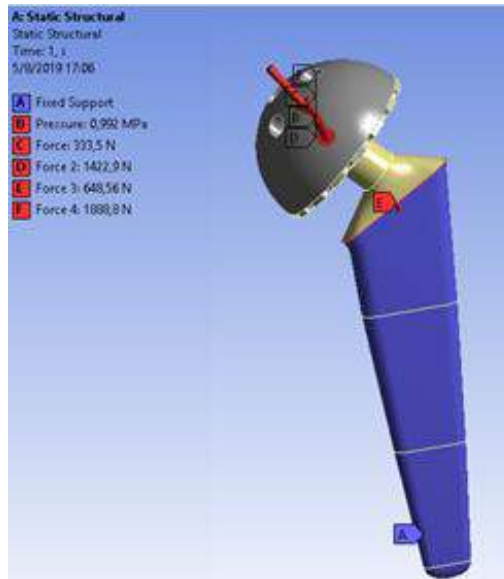


Figura 64-4: Cargas en la prótesis del paciente

Realizado por: Castelo, Andrés; 2019

En la Figura 65-4 se puede apreciar la aplicación de la carga correspondiente a los 5 casos planteados para el análisis de fuerzas estáticas, los apoyos al igual que en la anterior prótesis biomecánica sigue siendo el mismo debido a la colocación del elemento en el organismo.

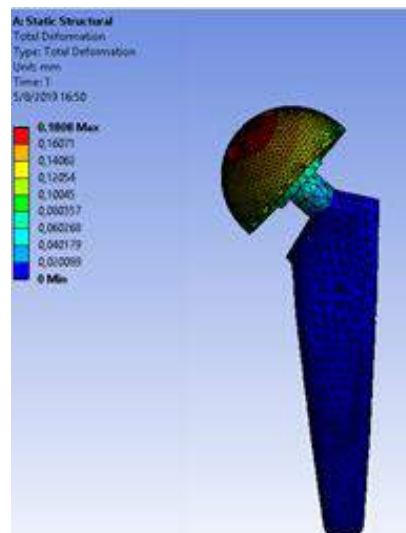


Figura 65-4: Deformación en la prótesis del paciente

Realizado por: Castelo, Andrés; 2019

La deformación total de esta prótesis compuesta por Ti6%Al4%V presenta un valor crítico de 0,1808 mm en la zona de acetábulo y copa acetabular, comportamiento similar a la prótesis biomecánica de Charnley.

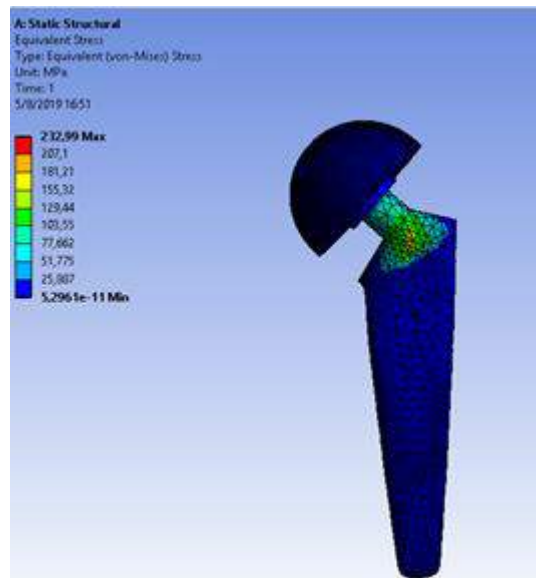


Figura 66-4: Esfuerzo equivalente en la prótesis del paciente

Realizado por: Castelo, Andrés; 2019

El valor del esfuerzo equivalente muestra un valor máximo de 232,99 MPa en la zona donde la sección se reduce, esto debido al concentrador de esfuerzos en el lugar previamente mencionado. Con el material Ti6%Al4%V presentan valores sumamente menores a los obtenidos con la prótesis Charnley.

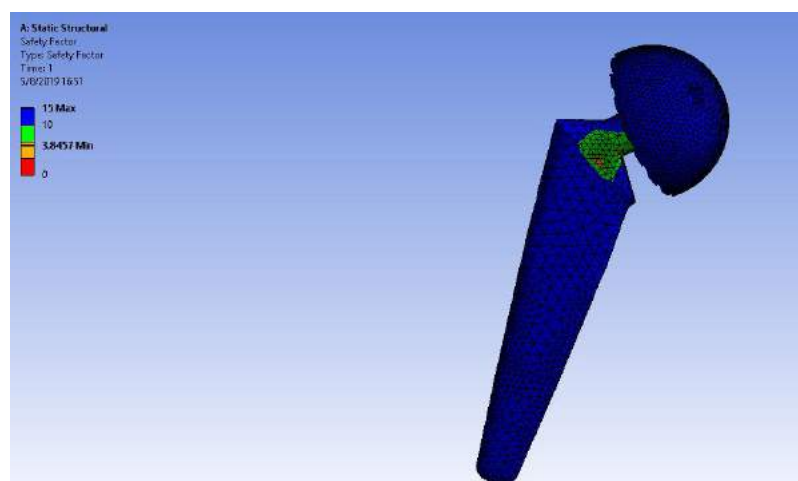


Figura 67-4: Factor de seguridad de la prótesis del paciente

Realizado por: Castelo, Andrés; 2019

El factor de seguridad para este tipo de prótesis es aceptable diferencia de la Charnley además presenta un valor máximo de 15, las posibles complicaciones se presentan en la sección donde inicia el vástago.

4.9.1. Aplicación de fuerzas estáticas en la prótesis de titanio con recubrimiento

Las prótesis de titanio actualmente son las preferidas y más utilizadas por los cirujanos al realizar la artroplastia de cadera. En este caso presentamos un modelado con recubrimiento de Hidroxiapatita, a éste cerámico se lo prepara en una maquina especial unos minutos antes ya que su composición es especial y se solidifica en periodos de tiempo muy cortos, aproximadamente 5 a 10 minutos. La deformación se representa en la Figura 68-4.

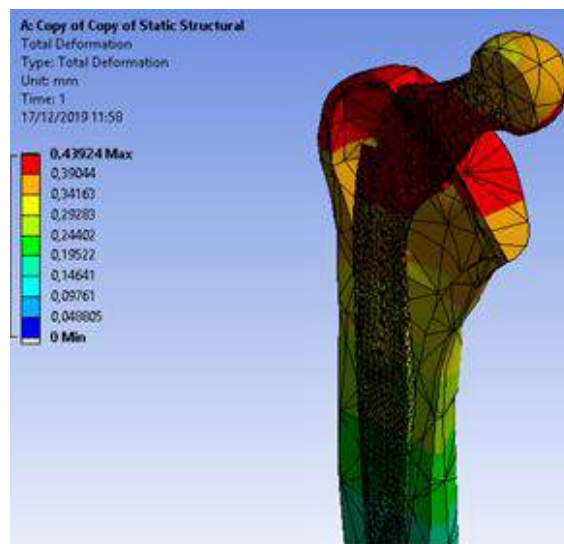


Figura 68-4: Deformación de la prótesis con recubrimiento

Realizado por: Castelo, Andrés; 2019

Los resultados del análisis indican un valor de 0,43924mm en la zona de cabeza femoral y vástago de la prótesis biomecánica.

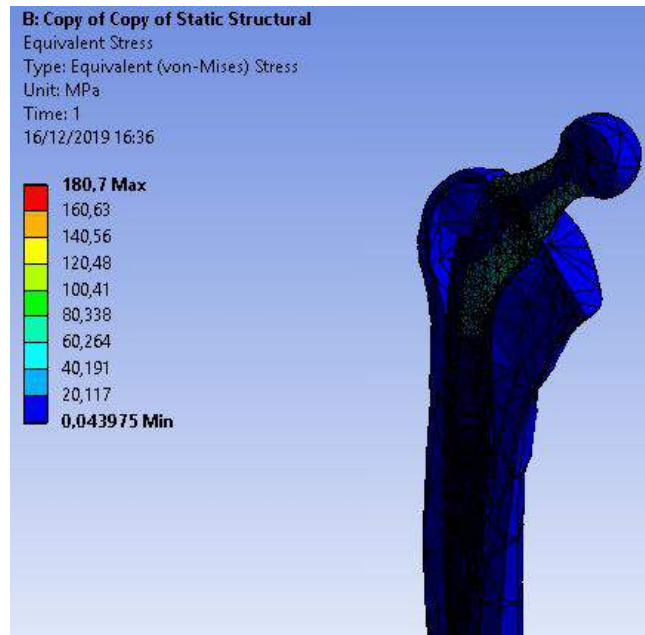


Figura 69-4: Esfuerzo equivalente de la prótesis con recubrimiento

Realizado por: Castelo, Andrés; 2019

El esfuerzo equivalente para este tipo de prótesis con recubrimiento de Hidroxiapatita denota 180,7 MPa en la reducción de sección ubicada en el inicio del vástago que tiene un contacto con el trocánter mayor.

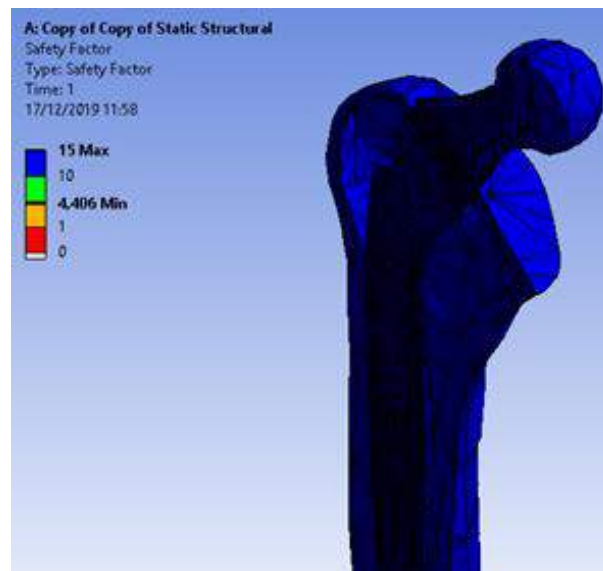


Figura 70-4: Factor de seguridad de la prótesis con recubrimiento

Realizado por: Castelo, Andrés; 2019

Mientras que su factor de seguridad es alto en la zona de análisis como se puede apreciar en la Figura 70-4.

En la Tabla 5-4, se muestra los resultados de deformación y esfuerzos de las prótesis biomecánicas de cadera para su posterior análisis.

Tabla 5-4: Valores de esfuerzo y deformación de las prótesis de cadera

Casos	Deformación (mm)	Esfuerzo equivalente (MPa)
Prótesis Modelada	2,2386	223,94
Prótesis del paciente	0,18080	232,99
Prótesis con recubrimiento de HA	0,43924	180,70

Realizado por: Andrés Castelo, 2019

Como se puede observar los valores de deformación de los tipos de prótesis analizados no presentan grandes valores tomando en cuenta que la prótesis del paciente y la recubierta por Hidroxiapatita son de aleaciones metálicas. Los esfuerzos equivalentes en los dos primeros casos presentan variaciones leves que para el análisis, tendrían una buena consideración.

4.10 Comparación de resultados y posibles recubrimientos

En la tabla 6-4, se presentan las principales ventajas y desventajas de las prótesis de cadera analizadas.

Tabla 6-4: Principales ventajas y desventajas de las prótesis de cadera

Tipo de prótesis	Ventajas	Desventajas
Prótesis Charnley modelada	<ul style="list-style-type: none"> • El Material del cual está compuesta la prótesis, no es costoso • No presenta mayores cambios respecto a las prótesis de aleaciones metálicas • Con la ayuda del CAD y la impresión 3D se puede fabricar 	<ul style="list-style-type: none"> • No existe un estudio apropiado que mencione si se puede utilizar dentro del cuerpo humano y como éste podría reaccionar ante un posible rechazo • La deformación durante la vida útil de

	prótesis de diversos tipos	la prótesis puede ser un factor a considerar
Prótesis Paciente	<ul style="list-style-type: none"> • La prótesis presenta buenos resultados dentro del paciente. No presentan signos de posibles rechazos dentro de su organismo • Los materiales presentan buena resistencia mecánica y gran osteogénesis. 	<ul style="list-style-type: none"> • Muy costosas, depende de una radiografía para poder determinar que numeración se le insertara al paciente en la artroplastia • El costo de la cirugía es elevado
Prótesis Aleación de titanio	<ul style="list-style-type: none"> • La aleación de Titanio permite al paciente sentir cómodo sin problemas al caminar o realizar alguna actividad similar • El tiempo de vida útil depende únicamente del paciente • El recubrimiento ayuda a que la prótesis se adapte al cuerpo sin ningún inconveniente 	<ul style="list-style-type: none"> • Representa un alto nivel económico poder adquirirla. • Depende del tipo de Hidroxiapatita cuando se realice la cirugía. • El recubrimiento se lo debe hacer cuidadosamente debido a que el cerámico se solidifica en un periodo entre 5 a 10 min.

Realizado por: Andrés Castelo, 2019

Los posibles recubrimientos para una posterior investigación respecto a las prótesis de cadera se detallan en la Tabla 7-4.

Tabla 7-4: Recubrimientos para prótesis de cadera

Material	Características
Qitosano	<ul style="list-style-type: none">• Permite el recubrimiento en multicapas• Es un polímero natural obtenido a partir de la parte ósea de los crustaceos• Permite tener una buena osteointegración• Los tratamientos de adherencia son relativamente sencillos y no tan costosos
Bioimpresión	<ul style="list-style-type: none">• Celulas y tejidos en tintas especiales para imprimirlos• Es una tecnología innovadora que está dando sus primeros pasos• La investigaciones previas presentan excelentes resultados
Oxido de Titanio	<ul style="list-style-type: none">• Presenta buenas propiedades mecánicas a pesar de considerarlo como material bioinerte• Los tratamiento de adherencia han presentado buenos resultados de resistencia ante a corrosión.• Mezclado con otros compuesto como la Hidroxiapatita ayuda a la osteointegración.

Realizado por: Andrés Castelo, 2019

CONCLUSIONES

Se diseñó la prótesis de cadera biomecánica tipo Charnley cumpliendo con los parámetros establecidos para la persona de sexo masculino de 50 años del Cantón Guano como peso corporal y estatura, esto complementado con las indicaciones médicas y de traumatólogos respecto a la artroplastia de cadera.

Con el método de posición híbrida inteligente se escaneó el hueso pélvico y fémur. Con la ayuda del CAD se obtuvo un modelado de todos los componentes utilizados para el presente trabajo de titulación obteniendo impresiones 3D en una estructura cubica, apta para este tipo de utilidades. Los materiales no tuvieron ningún impedimento al ensamblarlos, por lo tanto, se realizó de gran manera la simulación de la artroplastia de cadera.

Bajo la norma ASTM D 256, se estableció el ensayo de péndulo IZOD con 12 probetas de diferentes estructuras de relleno como cubica y trihexagonal. Los resultados son satisfactorios con respecto a los objetivos planteados anteriormente.

La modelación de cadera corresponde a las dimensiones tomadas del fémur y la pelvis, además se tomó en cuenta ciertos parámetros como el Índice de Masa Corporal (IMC) de la persona para indicar si existe un sobrepeso considerable. Los elementos de la prótesis además cumplen con los movimientos principales de la biomecánica de la cadera, sin tomar en cuenta los movimientos de rotación interna y externa.

El análisis tanto estático como dinámico permitió determinar las fuerzas críticas de ciertos aspectos cotidianos que realiza la persona de 50 años con una artroplastia de cadera como las fases de marcha, simulación realizada en MSC ADAMS y posiciones como unipodal, bipodal, además de otras como esfuerzo muscular y con un peso adicional. Estos resultados, analizados en ANSYS permitieron examinar detenidamente las zonas donde existen esfuerzos y deformaciones considerables, mismas que no presenta mayores complicaciones respecto a la vida útil de la prótesis de cadera.

El análisis para fuerzas dinámicas en nCode permitió observar el comportamiento ante el daño y la vida de la prótesis de cadera con una curva S-N similar en impresión 3D como lo es el PET. Para el ensayo de compresión, la prótesis resiste una carga hasta de 1045 kgf en compresión sin indicios de fallo, más bien adopta otra forma distinta a la modelada, característica de un termoplástico.

RECOMENDACIONES

Un material con resultados satisfactorios es la Hidroxiapatita mezclado con ácido hialurónico, presenta una gran particularidad de secado rápido y se debe aplicar el cerámico lo más pronto posible en la prótesis biomecánica entre otras cosas precauciones cuando se realice la artroplastia de cadera como los movimientos biomecánicos de la cadera.

En la actualidad también merece otro estudio exhaustivo las prótesis de cadera debido al avance de la tecnología en los últimos años como la aplicación de la bioimpresión, ésta posee el mismo principio de las impresiones en 3D con tejidos y células que se asemejan al hueso humano, estudios muestra resultados satisfactorios.

La simulación de la marcha del cuerpo humano correspondiente a una persona en específico presenta una innovación dentro de las aplicaciones web, con la ayuda de un software moderno y especializado podríamos conocer el comportamiento de fuerzas y demás parámetros dentro de tiempos sumamente prolongados, diferentes al propuesto en este trabajo de titulación.

La aplicación de los nuevos biomateriales como compuestos de calcio y mezcla de cerámicos (diferentes a la Hidroxiapatita) complementando con estudio en biónica podría mejorar claramente las complicaciones que presentan los pacientes sometidos a una artroplastia de cadera desarrollando nuevas soluciones en este campo con resultados a futuro.

BIBLIOGRAFÍA

ADRIÁN ROMERO, I. Metodología para el diseño de prótesis médicas, utilizando tecnologías asistidas por computadora. [En línea] (Trabajo de titulación). (Tesis doctoral). Universidad Autónoma Metropolitana, México D.F, México. 2006. pp. 141-153. [Consulta: 2019-05-13]. Disponible en: <http://hdl.handle.net/11191/58>

AGUIRRE LEÓN, E.E. y CEVALLOS RODRIGUEZ, D.F. Diseño mecánico estructural de un exoesqueleto orientado a la rehabilitación para extremidades inferiores de pacientes masculinos de edad productiva en la ciudad de Riobamba. [En línea] (Trabajo de titulación). (Tesis pre-grado). Escuela Superior Politécnica de Chimborazo, Mecánica, Escuela de Ingeniería Mecánica, Riobamba, Ecuador. 2017. pp. 55-61. [Consulta: 2019-05-23]. Disponible en: <http://dspace.espace.edu.ec/handle/123456789/6721>.

ALONSO CALVO, J., NAVARRO NAVARRO, R., RUIZ CABALLERO, J.A., JIMÉNEZ DÍAZ, J.F. y BRITO OJEDA, M.E. "Biomecánica de la cintura escapula". *Hospital Canarias Médica y Quirúrgica* [en línea], 2005, (España), vol. 3, no 8, pp. 33-38. [Consulta: 4 Junio 2019]. Disponible en: https://sudocument.ulpgc.es/bitstream/10553/6169/1/0514198_00008_0005.pdf

ÁLVAREZ LLANAS, A., DOMÉNECH FERNÁNDEZ, J., LISÓN PÁRRAGA, J.F. Estudio sobre la liberación de partículas y su relación con el estrés oxidativo en prótesis total de cadera par metal-metal y par cerámica-metal. [En línea] (Trabajo de titulación). (Tesis doctoral). Universidad CEU Cardenal Herrer, Valencia, España. 2017. pp 22. [Consulta: 2019-04-23]. Disponible en: <http://hdl.handle.net/10637/8549>

ÁLVAREZ VERA, M. Diseño y desarrollo de una prótesis de alto desempeño funcional y tribológico. [En línea] (Trabajo de titulación). (Tesis doctoral). Universidad Autónoma de Nuevo León, Monterrey, México. 2012. [Consulta: 2019-08-18]. Disponible en: <http://eprints.uanl.mx/3442/1/1080240798.pdf>.

ASTM D-256. *Plastics. Standard test methods for determining the izod pendulum impact resistance of plastics.*

BERGMANN, T.F. y PETERSON, D.H. *Chiropractic Technique-E-Book: Principles and Procedures: Elsevier Health Sciences.* [en línea], 2010. pp. . [Consulta: 18 Junio 2019]. Disponible en: [http://alraziuni.edu.ye/book1/natural%20therapy/Chiropractic%20Technique%20-%20Bergmann,%20Thomas%20R.%20\[SRG\].pdf](http://alraziuni.edu.ye/book1/natural%20therapy/Chiropractic%20Technique%20-%20Bergmann,%20Thomas%20R.%20[SRG].pdf)

CABELLO DÍAZ, H.G. (2012). Diseño de una prótesis de cadera. [En línea] (Trabajo de titulación). (Tesis de pregrado) Universidad de Carabobo, Naguanagua, Venezuela. 2012. pp.58. [Consulta: 2019-07-07]. Disponible en: <http://hdl.handle.net/123456789/7553>.

CALDERON, L. y ENRIQUE, J. Manufactura y pruebas de un prototipo de exoesqueleto para la rehabilitación física de miembros inferiores para el grupo de investigación y estudios de bioingeniería de la Facultad de Mecánica ESPOCH. [En línea] (Trabajo de titulación). (Tesis de pre-grado) Escuela Superior Politécnica de Chimborazo, Facultad de Mecánica, Escuela de Ingeniería Mecánica, Riobamba, Ecuador. 2018. pp.82.[Consulta: 2019-10-02]. Disponible en: <http://dspace.esPOCH.edu.ec/handle/123456789/9677>

CAMPAÑA, O. y GUERRERO, V.H. "Caracterización Mecánica y Térmica de Ácido Poliláctico (PLA) Reforzado con Polvo de Bambú (PB)". *Revista Politécnica* [en línea]. 2018. (Ecuador), vol. 42, no. 1, pp. 17–24. [Consulta: 24 Julio 2019]. Disponible en: <http://scielo.senescyt.gob.ec/pdf/rpolit/v42n1/2477-8990-rpolit-42-01-00017.pdf>.

CAMPBELL, F.C., *Fatigue and fracture: understanding the basics*. S.l.: ASM International, 2012, pp. 355

CAÑIZO, R.G.R., GARCÍA, L.A.G., TORRES, M.V., CRUZ, E.A.M. y PINEDA, J.M.S. "Análisis experimental del desgaste entre UHMWPE y acero inoxidable 316L empleados en la manufactura de prótesis coxofemorales". *Revista Colombiana de Biotecnología* [en línea],2010, (Colombia),vol. 12, no. 2, pp. 67–85. [Consulta: 17 Mayo 2019]. ISSN 0123-3475 Disponible en: <https://www.redalyc.org/pdf/776/77617808006.pdf>

CARBAJAL, A. Manual de nutrición y dietética. Universidad Complutense de Madrid. [en línea], 2013. [Consulta: 16 Abril 2019]. Disponible en: <https://eprints.ucm.es/22755/1/Manual-nutricion-dietetica-CARBAJAL.pdf>

CARDOZO, L.A., CUERVO, Y. y MURCIA, J. "Porcentaje de grasa corporal y prevalencia de sobrepeso-obesidad en estudiantes universitarios de rendimiento deportivo de Bogotá, Colombia". *Nutrición clínica y dietética hospitalaria* [en línea], 2016, (Colombia) vol. 36, no. 3, pp. 68–75. [Consulta: 13 Abril 2019]. Disponible en: <https://www.researchgate.net/publication/318351764>

CARRERE, M.A. y MÉNDEZ, A.Á. "Biomecánica de la extremidad inferior. 5. Exploración de las articulaciones del pie". *REDUCA (Enfermería, Fisioterapia y Podología)* [en línea] , 2009, (España) vol. 1, no. 3, pp 1-11. [Consulta: 24 Agosto 2019]. ISSN 1989-5305. Disponible en: <http://www.revistareduca.es/index.php/reduca-enfermeria/article/view/110/131>

DE LA FLOR GARCÍA, M. Determinación de niveles de cr-co en fluidos biológicos por icp-

ms y relación con reacciones adversas a prótesis metal-metal. [en línea], 2015. pp. 10. [Consulta: 10 Abril 2019]. Disponible en: <http://hdl.handle.net/10651/34512>.

DUQUE MORÁN, J.F., NAVARRO NAVARRO, R., NAVARRO GARCÍA, R. y RUIZ CABALLERO, J.A. "Biomecánica de la prótesis total de cadera: cementadas y no cementadas". *Canarias médica y quirúrgica* [en línea], 2011, (España), pp. 32-48. [Consulta: 19 Junio 2019]. Disponible en: https://sudocument.ulpgc.es/bitstream/10553/6318/1/0514198_00025_0003.pdf

ESPA, E. *Prótesis de cadera Del dolor a la calidad de vida* [en línea]. Alicante-España , pp. 0–47. [Consulta: 20 Septiembre 2019]. Disponible en: <https://www.operarme.es/nuestro-precio/188/operacion-de-protesis-total-de-cadera-artroplastia/alicante/>

GARCÍA, D.E.L.J., 2004. "Biomecánica Articular". *Cir. Ortopedia y Traumatología* [en línea], (España), pp. 1–32. [Consulta: 6 Agosto 2019]. Disponible en: <https://www.medigraphic.com/cgi-bin/new/resumen.cgi?IDARTICULO=32942>.

GÓMEZ-FERRER SAPIÑA, R. *Estudio biomecánico de la marcha en pacientes con artrosis de cadera*. 1ª. ed. Valencia: Universitat de València. 2005. pp 28.

GUEDE, D., GONZÁLEZ, P. y CAEIRO, J.R. "Biomecánica y hueso (I): Conceptos básicos y ensayos mecánicos clásicos". *Revista de Osteoporosis y Metabolismo Mineral* [en línea], 2013, (España).vol. 5, no. 1, pp. 43–50. [Consulta: 4 Abril 2019]. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.4321/S1889-836X2013000100008>

GUEVARA, G. y FRANCISCO, J. Corrección de los defectos posturales y su influencia en las desviaciones que presentan en la columna, de los niños de segundo y tercer año de educación básica, de la escuela Lauro Damerval Ayora N° 1, de la ciudad de Loja, periodo académico 2012-2013 propuesta alternativa. (Trabajo Titulación). (Tesis pre-grado) Universidad Nacional de Loja, Loja, Ecuador. 2015. pp. 63. [Consulta: 2019-07-25]. Disponible en: <http://dspace.unl.edu.ec/jspui/handle/123456789/14807>

HERNÁNDEZ, R. "Hidroxiapatita y sus aplicaciones". *Revista mexicana de física* [en línea], 1999, (México) vol. 45. pp. 144-146. [Consulta: 5 Agosto 2019]. Disponible en: https://rmf.smf.mx/pdf/rmf-s/45/1/45_1_144.pdf

KAPANDJI, A.I. *Fisiología articular*. 5ª. ed. París: Médica Panamericana, 1998.

KOWALCZYK, P. "Design optimization of cementless femoral hip prostheses using finite element analysis". *Journal of Biomechanical Engineering* [en línea], 2001, (Poland) vol. 123, no. 5, pp. 396–402. [Consulta: 2 Agosto 2019]. Disponible en: <https://doi.org/10.1115/1.1392311>.

LOSA ZAPICO, P. Diseño de una prótesis liviana de cadera con la posibilidad de incorporar medicación [En línea] (Trabajo de Titulación) (Maestría). Universidad Politécnica de Madrid,

Madrid, España. 2018. pp. 15-21. [Consulta: 2019-05-18]. Disponible en: <http://oa.upm.es/49719/>

MARIEB, E.N. *Anatomía y fisiología humana*. 9ª. ed. Madrid.: Pearson Educación, 2008.

MARTÍNEZ, R.V.R. y PINZÓN, P.V. "Perfil postural en estudiantes de fisioterapia". *Aquichan*, 2010, (Colombia) vol. 10, no. 1, pp. 69–79. [Consulta: 12 Julio 2019]. Disponible en: <https://dialnet.unirioja.es/servlet/articulo?codigo=3209041>.

MARTEL, O., ALFONSO, H., BERMEJO, J., CUADRADO, A. y MONOPOLI, D. "Análisis comparativo de prótesis de cadera: Implantes tradicionales frente a implantes mínimamente invasivos". *Revista Iberoamericana de Ingeniería Mecánica* [en línea], 2011, (España) vol. 15 no. 2, pp. 87. [Consulta: 2 Julio 2019]. Disponible en: <http://e-spacio.uned.es/fez/view/bibliuned:iberoingmecanica-2011-vol15-n2-08>

PAVA, J. Validación para el diseño de manufactura de una prótesis de cadera [En línea] (Trabajo de titulación) (Tesis pre-grado). Instituto Politécnico Nacional, Mexico D.F, México. 2012. pp.29. [Consulta: 2019-08-08]. Disponible en: <https://es.scribd.com/document/217205610/Validacion-Del-Diseno-Para-La-Manufactura-de-Una-Protesis-de-Cadera>.

RINCÓN, E., MERINO, F., FELIP, A. y ALONSO, R., "Caracterización mecánica del material óseo". *Tecnología y desarrollo* [en línea], 2004, (España) vol. 2, pp. 24. [Consulta: 2 Julio 2019]. ISSN: 1696-8085. Disponible en: https://revistas.uax.es/index.php/tec_des/article/download/508/464.

SALADIN, K.S., *Anatomía y fisiología: la unidad entre forma y función*. S.l.: McGraw-Hill. 2013. Disponible en: <http://www.napavalley.edu/people/briddell/Documents/BIO%20105/Anatomia%20y%20fisiologia.pdf>

SMITH, J., 2017. Scientific Illustration. [Consulta: 15 de Noviembre 2019]: <https://scientificillustration.tumblr.com/post/166556844237/jennifersmithart-bones-femur-scapula-and>.

VARGAS, J., YUNGA, L., CAJAMARCA, L. y MATUTE, J., Diseño construcción e implementación de prótesis biomecánica de mano derecha (segunda fase) [En línea] (Trabajo de titulación). Universidad Politécnica Salesiana, Cuenca, Ecuador. 2015. pp. 39. [Consulta: 2019-09-30]. Disponible en: <https://dspace.ups.edu.ec/bitstream/123456789/8872/1/UPS-CT005070.pdf>.

VELÁZQUEZ-INFANTE, J.C., BÁRCENAS-MARTÍNEZ, S., FRANCO-URQUIZA, E., GÁMEZ-PÉREZ, J., ONOFRE-SANTANA, O. y MASPOCH-RULDUÁ, M.L. "Estudio de

la relación estructura-propiedades-procesamiento de nanocompuestos basados en poli (ácido láctico)(PLA) y o-MMT". *Revista Cubana de Química* [en línea], 2014 (Cuba), vol. 26, no. 1, pp. 3–9. [Consulta: 10 Septiembre 2019]. Disponible en: http://scielo.sld.cu/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S2224-54212014000100001

YANG, S., WU, Z.-H., YANG, W. y YANG, M.-B. "Thermal and mechanical properties of chemical crosslinked polylactide (PLA)". *Polymer Testing* [en línea] , 2008, (United States of America), vol. 27, no. 8, pp. 957–963. [Consulta: 20 Septiembre 2019]. Disponible en: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0142>