



UNIVERSIDAD NACIONAL DE COLOMBIA

# **Diseño, fabricación y estudio de la estabilidad primaria de un implante metacarpo-falángico personalizado**

**Mauricio Cuervo Campos**

Universidad Nacional de Colombia  
Facultad de Ingeniería, Departamento de Ingeniería Mecánica y Mecatrónica  
Bogotá, Colombia

2016



# **Diseño, fabricación y estudio de la estabilidad primaria de un implante metacarpo-falángico personalizado**

**Mauricio Cuervo Campos**

Tesis o trabajo de investigación presentada(o) como requisito parcial para optar al título de:

**Magister en Ingeniería Mecánica**

Director (a):

Dr.-Ing. Carlos Julio Cortés Rodríguez

Facultad de Ingeniería – Universidad Nacional de Colombia

Codirector (a):

Md Esp. Enrique Manuel Vergara Amador

Facultad de Medicina – Universidad Nacional de Colombia

Línea de Investigación:

Tecnología de implantes y biomateriales

Grupo de Investigación:

Grupo de investigación en biomecánica - GIBM-UN

Universidad Nacional de Colombia

Facultad de Ingeniería, Departamento Ingeniería Mecánica y Mecatrónica

Bogotá, Colombia

2016



*Dedico este trabajo a mi madre y a la memoria  
de mi padre, gracias por todo.*



## **Agradecimientos**

Quiero agradecer a los profesores Carlos Julio Cortés Rodríguez Director del Grupo de Investigación en Biomecánica de la Universidad Nacional de Colombia y Enrique Manuel Vergara Amador Médico Profesor de la facultad de Medicina departamento de cirugía, quienes con su interés, experiencia y orientación hicieron posible la finalización del presente trabajo. Al grupo de ingeniería biomecánica de la Universidad Nacional de Colombia – GIBM-UN, por haberme ofrecido la oportunidad de desarrollar mi trabajo de maestría.

A Maritza por su compañía y apoyo incondicional durante el desarrollo de esta tesis.



## Resumen

La utilización de dispositivos que sustituyan o que recuperen la función de una estructura biológica faltante o deteriorada, ha mejorado significativamente la calidad de vida de las personas que por alguna razón han perdido total o parcialmente alguna función fisiológica. En la actualidad la fabricación en masa de estos tipos de dispositivos bajo ciertos criterios de estandarización, no facilita o incluso imposibilita su utilización en casos especiales en los cuales la fisiología, edad y condición física del paciente limita el uso de estos.

Teniendo en cuenta lo anterior, el grupo de investigación en biomecánica de la universidad Nacional de Colombia GIBM-UN, ha planteado diversos trabajos encaminados a la aplicación de tecnologías de ingeniería inversa e ingeniería asistida por computador, a la solución personalizada en los muy diversos sistemas fisiológicos de cuerpo humano.

Es así, que el presente trabajo presenta los resultados obtenidos durante el Diseño, fabricación y estudio de la estabilidad primaria de un implante para articulación metacarpo-falángico personalizado, el cual pretende recuperar la función de la articulación anteriormente mencionada la cual es responsable de un gran porcentaje de la función de la mano.

Para el desarrollo del presente trabajo, fue necesario la utilización de técnicas de ingeniería inversa aplicadas a la biomecánica, así como técnicas de ingeniería y diseño asistido por computador, que permitieran el entendimiento de la interacción mecánica entre el implante propuesto y la articulación metacarpo-falángica, facilitando así el estudio de su estabilidad primaria, responsable a largo plazo de la estabilidad secundaria o acoplamiento y curación del hueso alrededor del implante.

Finalmente, la utilización de técnicas de prototipado rápido permitió la evaluación física del modelo propuesto, obteniendo de esta manera una retroalimentación tanto al especialista como al diseñador validando así el modelo, o brindando la información necesaria para su rediseño.

**Palabras clave: Estabilidad primaria, Implante Personalizado, articulación metacarpo-falángica, Elementos finitos, Prototipado rápido**

## **Abstract**

The use of devices that replace or recover the function of a missing or damaged biological structure, has significantly improved the quality of life of people who for some reason have totally or partially lost some physiological function. Currently mass production of these types of devices under certain criteria standardization difficult or even impossible to use in special cases in which the physiology, age and physical condition of the patient limits the use of these.

Given the above, the research group biomechanics of the National University of Colombia GIBM-UN, has propose various works towards the application of technologies of reverse engineering and computer-aided engineering, the custom solution in very different systems physiological human body.

Thus, the present paper presents the results obtained during the design, manufacture and study of primary stability of an implant for metacarpal-phalangeal joint custom, which seeks to recover the function of the aforementioned joint which is responsible for a large percentage of hand function.

For the development of this work was necessary to use reverse engineering techniques applied to biomechanics and engineering techniques and computer-aided design, which allow understanding of the mechanical interaction between the implant proposed and the pastern joint -falángica, thus facilitating the study of its primary stability, responsible long-term stability or secondary coupling and bone healing around the implant.

Finally, the use of rapid prototyping techniques allowed the physical evaluation of the proposed model, thereby obtaining feedback to both the specialist and the designer thus validating the model, or to provide the information necessary for its redesign.

**Keywords: Primary stability, Customized Implant, metacarpophalangeal joint, finite elements, Rapid Prototyping**

# Contenido

	Pág.
<b>Resumen</b> .....	<b>IX</b>
<b>Lista de figuras</b> .....	<b>XIII</b>
<b>Lista de tablas</b> .....	<b>XVII</b>
<b>Introducción</b> .....	<b>1</b>
<b>1. Generalidades y estado del arte</b> .....	<b>3</b>
1.1 Generalidades .....	3
1.1.1 Cartílago Articular .....	3
1.1.2 Articulación Metacarpo-Falángica .....	4
1.1.3 Artroplastia de articulación de AMF .....	5
1.1.4 Biomateriales .....	9
1.2 Estado del arte .....	12
1.2.1 Tipos de Implantes para AMF .....	12
1.2.2 Resultados clínicos de artroplastias de AMF .....	14
1.2.3 Modelos numéricos para el comportamiento de Implantes de AMF.....	19
<b>2. Metodología</b> .....	<b>23</b>
2.1 Proceso de diseño .....	23
2.1.1 Requerimientos de Ingeniería .....	25
2.2 Imágenes diagnósticas y su procesamiento.....	26
2.2.1 Obtención de un modelo geométrico 3D .....	29
2.3 Diseño del Implante .....	32
2.3.1 Diseño de las superficies articulares .....	32
2.3.2 Diseño de los vástagos .....	43
2.4 Determinación de la mejor opción de diseño .....	45
2.5 Validación biomecánica del implante .....	47
2.5.1 El método de los elementos finitos .....	48
2.5.2 Determinación del modelo físico .....	49
2.5.3 Propiedades físicas del modelo.....	50
2.6 Aplicación de cargas y restricciones .....	52
2.6.1 Restricciones Cinemáticas .....	52
2.6.2 Restricciones estáticas.....	59
2.6.3 Aplicación de estímulos mecánicos.....	60
<b>3. Resultados</b> .....	<b>63</b>
3.1 Estabilidad de los vástagos del implante .....	63
3.1.1 Estabilidad Primaria .....	64

3.1.2	Ajuste de implantación.....	65
3.2	Resultados.....	66
3.2.1	Movimiento de Flexión.....	67
3.2.2	Movimiento de Extensión.....	71
3.2.3	Movimiento de Aducción.....	75
3.2.4	Movimiento de Abducción.....	79
3.3	Fabricación.....	84
3.4	Implantación.....	91
3.5	Evaluación funcional.....	94
<b>4.</b>	<b>Discusión final y conclusiones.....</b>	<b>97</b>
4.1	Discusión.....	97
4.2	Conclusiones.....	99
	<b>Bibliografía.....</b>	<b>101</b>

## Lista de figuras

	<b>Pág.</b>
<b>Figura 1 1:</b> Articulación Metacarpo-Falángica [5].	5
<b>Figura 2 1:</b> Proceso de diseño en Ingeniería [29]	24
<b>Figura 2 2:</b> Principio básico de funcionamiento de la tomografía computarizada [35]	27
<b>Figura 2 3:</b> Diagrama de flujo procesamiento de imágenes médicas para la obtención de un modelo geométrico 3D	29
<b>Figura 2 4:</b> Histogramas de calidad de facetas para malla .STL sin optimizar (Izq.) y optimizada (Der.)	31
<b>Figura 2 5:</b> Distribución de calidad de facetas para malla .STL sin optimizar (Izq.) y optimizada (Der.) en el espacio geométrico 3D	31
<b>Figura 2 6:</b> Circunferencia generada mediante tres puntos perimetrales de la cabeza del metacarpo en el plano Coronal	33
<b>Figura 2 7:</b> Ubicación sistema coordenado articulación metacarpo-falángica	34
<b>Figura 2 8:</b> Esfera generada en la cabeza del hueso del metacarpo vista plano Sagital	35
<b>Figura 2 9:</b> Esfera generada en la cabeza del hueso del metacarpo vista plano Coronal	36
<b>Figura 2 10:</b> Vista del plano Sagital de la propuesta dos para las superficies articulares - Rótula mecánica.	37
<b>Figura 2 11:</b> Vista del plano Sagital de la propuesta tres para las superficies articulares - Rótula mecánica Ovoide	39
<b>Figura 2 12:</b> Vista del plano coronal de la propuesta cuatro para las superficies articulares - Doble Óvalo	40
<b>Figura 2 13:</b> Interferencia en las propuestas tres y cuatro	40
<b>Figura 2 14:</b> Disminución de la profundidad de la cavidad de reemplazo de la base de la falange	41
<b>Figura 2 15:</b> Aproximación de la curvatura de la superficie articular del hueso de la falange mediante un semicírculo	42
<b>Figura 2 16:</b> Propuesta uno de diseño de los vástagos	44
<b>Figura 2 17:</b> Esquema implante para AMF	47
<b>Figura 2 18:</b> Diagrama de fuerza de la articulación metacarpo-falángica	49
<b>Figura 2 19:</b> Representación lineal del segmento superior del ligamento colateral relajado	54
<b>Figura 2 20:</b> Representación lineal del segmento superior del ligamento colateral a flexión a 90°	55
<b>Figura 2 21:</b> Relación Longitud-Fuerza Segmento Superior del Ligamento Colateral	55
<b>Figura 2 22:</b> Relación Longitud-Fuerza Segmento inclinado del Ligamento Colateral	56

<b>Figura 2 23:</b>	Representación lineal de la placa volar en extensión a 40°	57
<b>Figura 2 24:</b>	Relación Longitud-Fuerza placa volar	58
<b>Figura 2 25:</b>	Modelo geométrico del implante de AMF incluyendo los ligamentos colaterales, placa volar y sus respectivas inserciones	59
<b>Figura 2 26:</b>	Restricción estática del modelo	60
<b>Figura 2 27:</b>	Movimiento de Flexión a 90°	60
<b>Figura 2 28:</b>	Movimiento de Extensión a 40°	61
<b>Figura 2 29:</b>	Movimiento de Aducción a 20°	61
<b>Figura 2 30:</b>	Movimiento de Abducción a 20°	61
<b>Figura 3 1:</b>	Diagrama de Flujo del algoritmo para determinar el ajuste de Press Fit	65
<b>Figura 3 2:</b>	Movimiento de Flexión a 90° Esfuerzo en dirección x del metacarpo	67
<b>Figura 3 3:</b>	Movimiento de Flexión a 90° Esfuerzo en dirección y del metacarpo	67
<b>Figura 3 4:</b>	Movimiento de Flexión a 90° Esfuerzo en dirección z del metacarpo	67
<b>Figura 3 5:</b>	Movimiento de Flexión a 90° Esfuerzo en dirección yz del metacarpo	68
<b>Figura 3 6:</b>	Movimiento de Flexión a 90° Penetración Metacarpo	68
<b>Figura 3 7:</b>	Movimiento de Flexión a 90° Deslizamiento Metacarpo	68
<b>Figura 3 8:</b>	Movimiento de Flexión a 90° Esfuerzo en dirección x de la falange	69
<b>Figura 3 9:</b>	Movimiento de Flexión a 90° Esfuerzo en dirección y de la falange	69
<b>Figura 3 10:</b>	Movimiento de Flexión a 90° Esfuerzo en dirección z de la falange	69
<b>Figura 3 11:</b>	Movimiento de Flexión a 90° Esfuerzo en dirección yz de la falange	70
<b>Figura 3 12:</b>	Movimiento de Flexión a 90° Penetración Falange	70
<b>Figura 3 13:</b>	Movimiento de Flexión a 90° Deslizamiento Falange	70
<b>Figura 3 14:</b>	Movimiento de Extensión a 40° Esfuerzo en dirección x del metacarpo	71
<b>Figura 3 15:</b>	Movimiento de Extensión a 40° Esfuerzo en dirección y del metacarpo	71
<b>Figura 3 16:</b>	Movimiento de Extensión a 40° Esfuerzo en dirección z del metacarpo	71
<b>Figura 3 17:</b>	Movimiento de Extensión a 40° Esfuerzo en dirección yz del metacarpo	72
<b>Figura 3 18:</b>	Movimiento de Extensión a 40° Penetración metacarpo	72
<b>Figura 3 19:</b>	Movimiento de Extensión a 40° deslizamiento metacarpo	72
<b>Figura 3 20:</b>	Movimiento de Extensión a 40° Esfuerzo en dirección x de la Falange	73
<b>Figura 3 21:</b>	Movimiento de Extensión a 40° Esfuerzo en dirección y de la Falange	73
<b>Figura 3 22:</b>	Movimiento de Extensión a 40° Esfuerzo en dirección z de la Falange	73
<b>Figura 3 23:</b>	Movimiento de Extensión a 40° Esfuerzo en dirección yz de la Falange	74
<b>Figura 3 24:</b>	Movimiento de Extensión a 40° Penetración de la Falange	74

<b>Figura 3 25:</b>	Movimiento de Extensión a 40° Deslizamiento de la Falange	74
<b>Figura 3 26:</b>	Movimiento de Aducción a 20° Esfuerzo en dirección x del metacarpo	75
<b>Figura 3 27:</b>	Movimiento de Aducción a 20° Esfuerzo en dirección y del metacarpo	75
<b>Figura 3 28:</b>	Movimiento de Aducción a 20° Esfuerzo en dirección z del metacarpo	75
<b>Figura 3 29:</b>	Movimiento de Aducción a 20° Esfuerzo en dirección yz del metacarpo	76
<b>Figura 3 30:</b>	Movimiento de Aducción a 20° Penetración del metacarpo	76
<b>Figura 3 31:</b>	Movimiento de Aducción a 20° Deslizamiento del metacarpo	76
<b>Figura 3 32:</b>	Movimiento de Aducción a 20° Esfuerzo en dirección x de la Falange	77
<b>Figura 3 33:</b>	Movimiento de Aducción a 20° Esfuerzo en dirección y de la Falange	77
<b>Figura 3 34:</b>	Movimiento de Aducción a 20° Esfuerzo en dirección z de la Falange	77
<b>Figura 3 35:</b>	Movimiento de Aducción a 20° Esfuerzo en dirección yz de la Falange	78
<b>Figura 3 36:</b>	Movimiento de Aducción a 20° Penetración de la Falange	78
<b>Figura 3 37:</b>	Movimiento de Aducción a 20° Deslizamiento de la Falange	78
<b>Figura 3 38:</b>	Movimiento de Abducción a 20° Esfuerzo en dirección x del metacarpo	79
<b>Figura 3 39:</b>	Movimiento de Abducción a 20° Esfuerzo en dirección y del metacarpo	79
<b>Figura 3 40:</b>	Movimiento de Abducción a 20° Esfuerzo en dirección z del metacarpo	79
<b>Figura 3 41:</b>	Movimiento de Abducción a 20° Esfuerzo en dirección yz del metacarpo	80
<b>Figura 3 42:</b>	Movimiento de Abducción a 20° Penetración del metacarpo	80
<b>Figura 3 43:</b>	Movimiento de Abducción a 20° Deslizamiento del metacarpo	80
<b>Figura 3 44:</b>	Movimiento de Abducción a 20° Esfuerzo en dirección x de la Falange	81
<b>Figura 3 45:</b>	Movimiento de Abducción a 20° Esfuerzo en dirección y de la Falange	81
<b>Figura 3 46:</b>	Movimiento de Abducción a 20° Esfuerzo en dirección z de la Falange	81
<b>Figura 3 47:</b>	Movimiento de Abducción a 20° Esfuerzo en dirección yz de la Falange	82
<b>Figura 3 48:</b>	Movimiento de Abducción a 20° Penetración x de la Falange	82
<b>Figura 3 49:</b>	Movimiento de Abducción a 20° Deslizamiento de la Falange	82
<b>Figura 3 50:</b>	Prototipo del vástago de la falange	84
<b>Figura 3 51:</b>	Prototipo del vástago del metacarpo	85
<b>Figura 3 52:</b>	Prototipo de la cabeza de la falange	85
<b>Figura 3 53:</b>	Prototipo de la cabeza del metacarpo	86
<b>Figura 3 54:</b>	Ensamble vástago-cabeza para la falange	86
<b>Figura 3 55:</b>	Ensamble vástago-cabeza para el metacarpo	87
<b>Figura 3 56:</b>	Conjunto prototipo	87

<b>Figura 3 57:</b>	Incisión longitudinal dorsal en AMF de segundo dedo mano izquierda	88
<b>Figura 3 58:</b>	Tendón Extensor del dedo	89
<b>Figura 3 59:</b>	Implantación del prototipo	90
<b>Figura 3 60:</b>	Cierre capsula ligamentosa AMF	90
<b>Figura 3 61:</b>	Vista plano Sagital cierre capsula ligamentosa	91

## Lista de tablas

	Pág.
<b>Tabla 2-1:</b> Requerimientos de ingeniería	25
<b>Tabla 2-2:</b> Propiedades geométricas malla .STL antes y después de la corrección	31
<b>Tabla 2-3:</b> Evaluación requerimientos de ingeniería para la propuesta uno de las superficies articulares	35
<b>Tabla 2-4:</b> Evaluación requerimientos de ingeniería para la propuesta dos de las superficies articulares	38
<b>Tabla 2-5:</b> Evaluación requerimientos de ingeniería para la propuesta tres de las superficies articulares	40
<b>Tabla 2-6:</b> Evaluación requerimientos de ingeniería para la propuesta cuatro de las superficies articulares	42
<b>Tabla 2-7:</b> Evaluación requerimientos de ingeniería de la propuesta seis para las superficies articulares	45
<b>Tabla 2-8:</b> Evaluación requerimientos de ingeniería de la propuesta uno para los vástagos	47
<b>Tabla 2-9:</b> Evaluación requerimientos de ingeniería de la propuesta dos para los vástagos	48
<b>Tabla 2-10:</b> Evaluación de los requerimientos de ingeniería del par cinemático	49
<b>Tabla 2-11:</b> Evaluación de los requerimientos de ingeniería de los vástagos	49
<b>Tabla 2-12:</b> Propiedades mecánicas tejido óseo compacto [43]	54
<b>Tabla 2-13:</b> Propiedades mecánicas de los materiales modelados [46]	55
<b>Tabla 3-1:</b> Valores de los esfuerzos Máximos tejido óseo compacto	70
<b>Tabla 3-2:</b> Valores de los Esfuerzos máximos y mínimos en las direcciones principales [MPa]	87
<b>Tabla 3-3:</b> Valores de los cortantes máximos en el plano YZ [MPa], distancias de penetración y deslizamiento [ $\mu\text{m}$ ]	87
<b>Tabla 3-4:</b> Condiciones de prototipado del implante para AMF	88



# Introducción

A pesar de que en la actualidad existe una amplia gama de prótesis e implantes para muñeca, articulación trapecio metacarpiana y para las articulaciones de los dedos, en el campo de los reemplazos articulares como cirugía reconstructiva de la mano hay aun algunos problemas por solucionar, entre estos la biomecánica del movimiento y el estudio de las cargas de algunas articulaciones, así como mejoras en el diseño y materiales de las ya existentes. De las estructuras que poseen elevada demanda para su reemplazo se encuentran las articulaciones metacarpo-falángicas y las interfalángicas, las cuales son afectadas por diversas enfermedades como la artrosis y la artritis reumatoide, que producen la degeneración de ellas.

Una prótesis comercial puede no ajustarse a la anatomía del paciente para satisfacer ciertas necesidades específicas, causando un grave problema de equilibrio y una durabilidad a corto plazo, por lo que la personalización de una prótesis es una solución para algunos pacientes con deformidades específicas o con estructura anatómica anormal.

Para el diseño de un implante personalizado que reemplace una estructura anatómica debe tenerse en cuenta la adaptabilidad de la distribución de fuerzas y a la estructura anatómica propia de cada paciente.

Según lo expuesto anteriormente se evidencia el siguiente problema:

*“Actualmente el diseño y fabricación de prótesis metacarpo-falángicas no contempla aspectos geométricos y condiciones específicas de cada paciente, los cuales permiten el cumplimiento de las sollicitaciones biomecánicas actuantes.”*

- Pregunta de Investigación

¿El diseño y fabricación de una prótesis metacarpo-falángica a la medida permite el cumplimiento adecuado de las sollicitaciones biomecánicas?

- Objetivo General

Diseñar y fabricar un prototipo de prótesis metacarpo-falángica hecho a la medida teniendo en cuenta aspectos fisiológicos y cargas mecánicas, de tal manera que cumpla con las respectivas sollicitaciones biomecánicas específicas de un paciente particular.

- Objetivos específicos

- ✓ Analizar las cargas actuantes en una articulación metacarpo-falángica para que de esta manera se pueda determinar las sollicitaciones a las que se encuentra sometida.
- ✓ Diseñar una prótesis metacarpo-falángica a partir de las sollicitaciones inferidas a partir del análisis de cargas en la unión metacarpo-falángica.
- ✓ Fabricar un prototipo de la prótesis metacarpo-falángica hecho a la medida.

# 1. Generalidades y estado del arte

## 1.1 Generalidades

### 1.1.1 Cartílago Articular

El cartílago articular CA es un tejido altamente especializado cuya función principal consiste en la distribución de cargas mecánicas [1]; está formado por un biomaterial cuya matriz es avascular, aneural, alinfática, y una especie de células llamadas condrocitos que forman una superficie suave y deslizante [2], favoreciendo de esta manera el movimiento y deslizamiento de la articulación.

El CA está compuesto por una red de fibras de colágeno y proteoglicanos que son producidos por los condrocitos, en personas adultas el CA puede ser dividido en cuatro zonas separadas: la superficial, la mediana, la profunda y la zona calcificada, en la zona superficial las células son pequeñas, planas y se encuentran orientadas en la dirección de las fibras de colágeno, en la zona media las células son más grandes, redondas y su distribución es más aleatoria, en la zona profunda las células forman columnas perpendiculares a la superficie del tejido, finalmente en la zona calcificada las células se encuentran en condición de calcificación [2].

Debido a la función que cumple, se ve sometido a esfuerzos y deformaciones las cuales tienen una alta influencia en el comportamiento y la condición fisiológica de este [1], un exceso en estos, puede causar daños en este por fatiga y/o deformación permanente, produciendo lesiones que conllevan a la pérdida de la capacidad de distribución de cargas de una forma adecuada, afectando así el movimiento de la articulación, por el contrario, la ausencia de estas, puede causar atrofia de este tejido, por lo que un adecuado nivel de esfuerzos y deformaciones es esencial para mantener este tejido en excelentes condiciones.

### 1.1.2 Articulación Metacarpo-Falángica

La articulación metacarpo-falángica - AMF es la articulación clave para el movimiento de los dedos de la mano y por lo tanto importante para la buena funcionalidad esta [3], cualquier deformación, enfermedad o anomalía en esta deriva en pérdida de la función de los dedos y de la mano. La AMF está formada por una superficie articular ovoide con una superficie convexa sobre la cabeza del metacarpo y una superficie cóncava incongruente en la falange proximal ya que su radio de curvatura es mayor que la falange [4].

Es una articulación de tipo condilar, debido a esta configuración anatómica es menos estable que las articulaciones interfalángicas y por lo tanto, más vulnerable a fuerzas deformantes. La AMF es más estable en flexión comparado con la posición en extensión, debido a la forma de la cabeza del metacarpo y de sus ligamentos colaterales [5].

Permite movimientos de flexión-extensión, abducción-aducción y un ligero movimiento cónico resultante de la combinación de los dos tipos de movimientos anteriores, denominado movimiento de circunducción, por lo que se dice que es una articulación triaxial [4, 5].

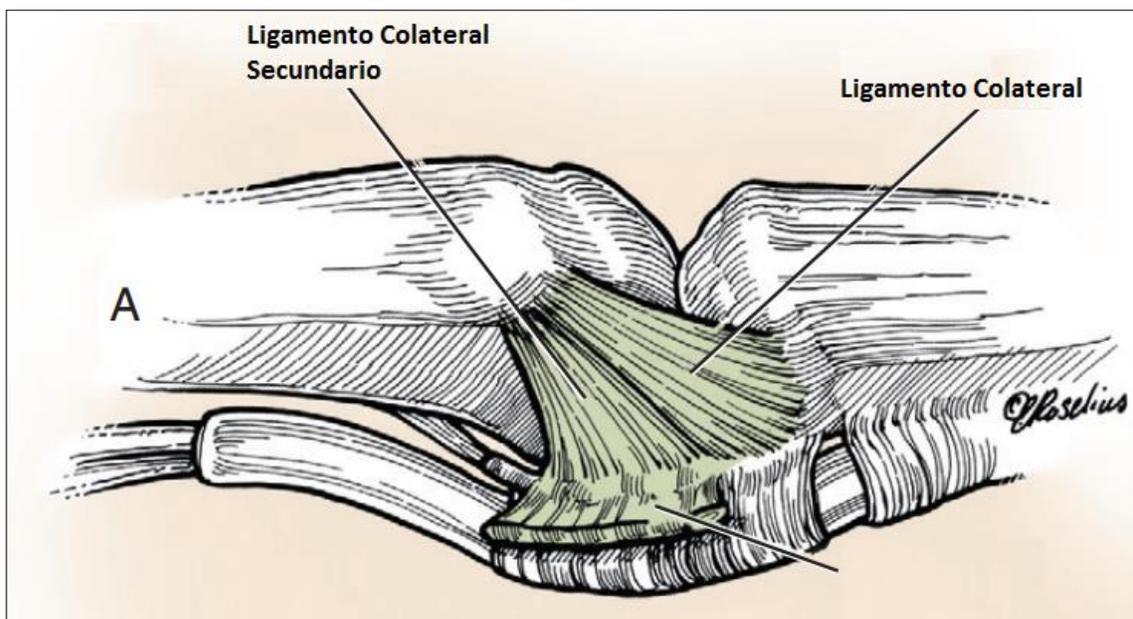
Está formado por dos ligamentos colaterales los cuales están situados sobre el plano radial-Ulnar de la articulación, los cuales surgen desde la depresión de la zona subcapital de la cabeza del metacarpiano dorsal hasta la falange proximal dorsal y dos ligamentos de soporte los cuales se originan en el ligamento colateral en la cabeza del metacarpo y se adhieren a la falange proximal y a la placa volar formando una especie de abanico (Figura 1-1) [5, 6].

Estos dos ligamentos están excéntricamente orientados, de tal manera que la longitud del ligamento cambia dependiendo de la relación del eje de la articulación fija, efecto intrínseco conocido como efecto leva [6].

La placa volar es un sistema de fibras entrecruzadas en forma de anillos, el cual está encargado de mantener adherido el tendón a las falanges, tiene la capacidad de colapsar desde una posición totalmente extendida a una posición totalmente flexionada, disminuyendo su longitud [5] debido a la morfología de la articulación junto al sistema de ligamentos.

La articulación está rodeada por unidades musculo-tendinosas denominada cápsula articular, la cual fundamentalmente es la funda del tendón flexor y de los ligamentos colaterales [4], las fuerzas dichos ligamentos son las principales estabilizadoras de la articulación, las cuales actúan para sostener el agarre de compresión, mientras que los ligamentos de la articulación y la cápsula, proporcionan estabilidad inicial a fuerzas instantáneas proporcionando de esta manera una segunda línea de defensa para la estabilidad de la articulación en condiciones de carga estática y máxima [6].

**Figura 1-1:** Articulación Metacarpo-Falángica [5].



### 1.1.3 Artroplastia de articulación de AMF

Se denomina artroplastia de articulación en general a la operación cuyo objetivo principal es el reintegro de la movilidad de la misma, devolviendo de esta manera parte del movimiento perdido por alguna circunstancia. Esta se puede lograr mediante algunas técnicas quirúrgicas y entre estas el reemplazo articular mediante una junta artificial o prótesis

Se recomienda cuando existen deformidades severas de la AMF, que exhiba destrucción de las superficies articulares, subluxación crónica, desviación cubital severa o cuando las contracciones de los ligamentos alrededor de las articulaciones no pueden ser corregidas únicamente por la reconstrucción de los tejidos blandos [5, 7]. En el caso de que se

presenten deformidades mayores con la conservación de un nivel razonable de la función articular, la realización de este procedimiento debe ser limitado ya que es posible que no se presente una mejora significativa de la función articular después de la reconstrucción [7], actualmente, existen tres tipos de artroplastias de interposición: la artroplastia con prótesis de silicona, la de reemplazo de superficie y la de carbono.

- Artroplastia de Silicona

Ha sido utilizada desde 1960, el material con el que se realiza el reemplazo de la articulación es un elastómero implantable de gran comportamiento como biomaterial, ampliamente estudiado y conocido, debido a su estructura molecular es flexible y elástico, por lo que es altamente deformable cuando es implantado, se ve sujeto a deformación lateral, por lo que la estabilidad de este depende de la integridad de los tejidos blandos circundantes de la articulación, actúa como un espaciador entre el metacarpiano y la falange proximal.

En general, se deja algo de juego que permita un desplazamiento vertical de este con el canal medular con el fin de adicionar rango de movimiento, además de dispersar las fuerzas a lo largo de la interfaz implante-hueso, el material es susceptible de sufrir ruptura por fatiga, estudios a largo plazo han mostrado una alta tasa de ruptura a partir de las imperfecciones de la Silicona utilizada, sin embargo, en la mayoría de los casos estas fracturas no requieren una revisión del componente protésico [7]. Aunque este ha proporcionado un tratamiento contra las deformidades de la artritis y la osteoartritis, ha sido criticado por ofrecer un valor limitado en el rango de movimiento y estabilidad [5].

En algunos casos puede producir inflamación de las membranas sinoviales que recubren la articulación conocida como sinovitis por silicona, no obstante, en la actualidad sigue siendo el punto de referencia para la evaluación de las artroplastias de dedo FDA – *Food and Drug Administration* - 510K [5].

Entre sus principales ventajas se encuentra que son fáciles de implantar ya que pueden ser posicionados sin mucha dificultad, poseen un costo razonable y pueden variar en fijación, articulación y movimiento respecto a otras prótesis de reemplazo de articulación.

El diseño del vástago puede proporcionar estabilidad adicional en el caso de que la proporcionada por los ligamentos sea insuficiente [5].

---

Su principal desventaja es la necesidad de cirugías de revisión del implante debido a la ruptura de este, no obstante muchos autores reportan que la mayoría de los pacientes con ruptura de implante retienen un nivel aceptable de función y no requieren cirugías adicionales [7].

- Artroplastia de reemplazo de superficie

Debido a la complejidad geométrica de las superficies articulares, la dinámica de esta es muy difícilmente imitada por los implantes utilizados en las artroplastias de Silicona, dado que la mayoría de los implantes utilizados están diseñados en una sola pieza tipo bisagra, lo cual solo permite la rotación en un único eje [8], dando como resultado un giro cuyo centro se mantiene constante, lo cual no concuerda con la realidad anatómica de la AMF. La artroplastia de reemplazo de superficie, busca recrear la geometría normal de la articulación que se encuentra antes de ser removida, corrigiendo de esta forma el fallo presentado en las articulaciones de Silicona, logrando así una mejor estabilidad, soporte de carga e imitación de la dinámica de la AMF [5].

Los implantes con este tipo de diseño proporcionan estabilidad media-lateral en flexión, y el radio de curvatura de las superficies articulares en las componentes distal y proximal proporcionan un arco casi normal en el movimiento, uno de los componentes es fabricado de una aleación de cromo-cobalto, mientras que el otro por lo general, es fabricado de polietileno de ultra alto peso molecular [5], material que posee una mejor resistencia a la abrasión, una excepcional resistencia al impacto, bajo coeficiente de fricción, autolubricación y un coeficiente de absorción de agua extremadamente bajo, sin embargo, es común encontrar que ambos componentes sean fabricados en la aleación de cromo-cobalto.

Los tallos de los implantes utilizados son por lo general de forma rectangular, para maximizar la estabilidad de este en la rotación en el eje longitudinal y curvados con el fin de que se adapten mejor a la curvatura del canal medular, estos tallos son diseñados para ser cementados en el lugar que ocuparán [5]. Se recomienda realizar cuando los tendones de flexión-extensión así como los ligamentos colaterales se encuentren en buenas condiciones.

- Artroplastia de Carbono

El Carbón pirolítico es un material sintético obtenido por la pirolisis de un gas hidrocarbonado a aproximadamente 1300°C, fue utilizado exitosamente en 1969 como material para fabricación de componentes para válvulas cardíacas artificiales [5].

Recientemente, ha habido un especial interés en los implantes fabricados en este material debido a sus propiedades mecánicas, posee un módulo de elasticidad similar a las del hueso cortical [5, 9], el cual puede mejorar la transferencia de esfuerzos en la interfaz hueso-implante [9]. Estas propiedades mecánicas lo hacen una alternativa atractiva para la artroplastia de reemplazo de superficie en pacientes con artritis degenerativa o traumática de la AMF; modelos recientes no han revelado evidencia de desgaste, reacción inflamatoria y una excelente integración hueso-implante [5].

En cirugía de reconstrucción articular mano, fue introducida en 1979, surgió como un esfuerzo para superar algunos de los problemas asociados con las artroplastias de Silicona, tales como el movimiento axial del tallo del implante usado a lo largo del canal medular cuando la articulación se encuentra en movimiento - pistoneo<sup>1</sup>, por lo que los esfuerzos se orientaron en la creación de un dispositivo que intentara imitar la cinemática y movimiento visto desde la articulación [4], resultados a corto tiempo demostraron un mejoramiento en el rango de movimiento, disminución del dolor, una adecuada fijación biológica y pocas complicaciones [5].

La principal desventaja de los implantes utilizados en esta clase de artroplastias es que requieren un soporte adecuado de tejido blando para prevenir la subluxación o dislocación de este. Los implantes utilizados no son recomendados si el soporte del ligamento colateral se encuentra afectado, los fabricantes inicialmente declararon que estos implantes tenían el potencial de crecimiento interno óseo, pero recientes estudios han demostrado que no ocurre dicho crecimiento entre el implante y el tejido óseo circundante [9].

---

<sup>1</sup> Traducción literal de la palabra inglesa *Pistoning*, la cual será utilizada en adelante en el presente documento

### 1.1.4 Biomateriales

Los biomateriales son materiales de origen natural o artificial utilizados para ser implantados en un organismo vivo con la finalidad de restaurar morfológica y/o funcionalmente tejidos u órganos alterados por diferentes causas [10], estos son utilizados en aplicaciones biomédicas tales como cirugía plástica, cardiovascular, gastrointestinal, ortopedia, etc.

El proceso de diseño y fabricación de implantes es desafiante, ya que dentro de sus objetivos principales se encuentra la correcta selección y utilización de materiales que imiten las propiedades físicas, químicas y mecánicas de los tejidos que se planea reemplazar, por lo que los biomateriales deben cumplir con tres requerimientos estrictamente necesarios [11]:

- ✓ **Compatibilidad:** El material debe garantizar que el tejido receptor no reaccione con el biomaterial, para esto debe ser no tóxico, no antigénico, no alérgico, no trombogénico y no cancerígeno, así como no permitir cambios perjudiciales en el tejido receptor.
- ✓ **Excelentes propiedades mecánicas y físicas:** El material debe garantizar excelentes propiedades mecánicas dependiendo de la aplicación tales como elasticidad, esfuerzo de fluencia, ductilidad, rugosidad, etc. Además el biomaterial debe ser capaz de resistir las condiciones del entorno en el cual va a ser utilizado tales como pH, cargas mecánicas y resistencia a la fatiga inducidas por el cuerpo.
- ✓ **Fabricación:** El material debe garantizar una fácil manufactura, repetitividad y precisión, necesarios para la fabricación en serie y para la reducción de costos. Además debe facilitar el acabado superficial deseado, dado que este juega un papel fundamental en el buen comportamiento del material con el tejido receptor.

Teniendo en cuenta el requerimiento de compatibilidad de los biomateriales con el tejido receptor, se puede realizar una clasificación de estos según así [11]:

- **Biomateriales Inertes**

Aquellos materiales que producen una mínima o nula respuesta del entorno en el cual es encontrado, estrictamente hablando son materiales casi inertes ya que todos los

biomateriales e incluso el propio tejido del paciente ubicado en otro sitio provoca una respuesta inmune inicial.

- **Materiales Bioactivos**

Aquellos materiales que promueven el crecimiento de tejido nuevo, e incluso estimulan la conexión entre el tejido adyacente y el biomaterial mediante la formación de enlaces químicos, mejorando así la integración.

- **Biomateriales Biodegradables o Bioreabsorbibles**

Aquellos materiales que inicialmente se incorporan al tejido adyacente como lo hacen los materiales bioactivos, y pasado cierto periodo de tiempo se descomponen y se disuelven en el tejido circundante. [12].

Teniendo en cuenta el requerimiento mecánico y físico, las cuales se encuentran intrínsecamente relacionadas con las características estructurales a nivel atómico y molecular, se puede realizar una segunda clasificación de estos en [11]:

- **Materiales Metálicos**

Constituyen el cimiento primordial de la aplicación de los biomateriales en ortopedia, traumatología y odontología. Están compuestos principalmente de elementos metálicos, no obstante también se encuentran elementos no metálicos como carbono y nitrógeno [10].

Debido a los requerimientos del entorno para aplicaciones biomédicas, los materiales metálicos rara vez son utilizados de forma pura, por lo que usualmente se utilizan en combinación con diferentes tipos de elementos, con el fin de mejorar ciertas características dependiendo de la aplicación para la cual es concebido.

- **Materiales Cerámicos**

Son materiales compuestos que contienen materiales metálicos y no metálicos, unidos entre sí por medio de enlaces iónicos y covalentes, por lo que en general son materiales duros y frágiles, de baja ductilidad, tenacidad y resistencia al impacto, baja conductividad térmica y eléctrica así como un punto de fusión alto, además tienen alta estabilidad en medios agresivos dado su alto equilibrio de sus fuerzas de enlace atómicas [10]. Las

---

composiciones químicas de estos materiales varían considerablemente, desde compuestos sencillos hasta mezclas de muchas fases complejas enlazadas [13]. Los materiales cerámicos pueden ser clasificados atendiendo diversos parámetros como por ejemplo la naturaleza de sus enlaces atómicos o su estructura atómica

- **Materiales Poliméricos**

Son aquellos que están formados por muchas entidades estructurales denominadas unidades monoméricas o unidades de monómero, las cuales se repiten sucesivamente a lo largo de una cadena [14] enlazadas químicamente entre sí de forma covalente formando así un sólido [13]. El término unidad monomérica se refiere a la unidad que se repite en una cadena de polímero, mientras que monómero se usa en el contexto de una molécula que consiste de una sola unidad monomérica [14]

- **Materiales Compuestos**

Los materiales compuestos se obtienen al unir dos o más materiales física o químicamente diferentes [15], para conseguir una combinación de propiedades que no es posible obtener a partir de los materiales originales. Estos materiales pueden seleccionarse para lograr combinaciones poco usuales de rigidez, resistencia, peso, rendimiento a altas temperaturas, resistencia a la corrosión dureza o conductividad [16]. De acuerdo con este principio de acción combinada, las mejores propiedades son obtenidas mediante la combinación razonada de dos o más materiales diferentes. Existen materiales compuestos naturales como por ejemplo el hueso, el cual está formado por colágeno, una proteína resistente pero blanda y por un apatito un material frágil. La mayor parte de los materiales compuestos se encuentran formados por dos fases, una llamada matriz, es continua y rodea la otra fase, llamada fase dispersa. La región entre las dos fases puede ser simplemente una superficie, o una tercera fase llamada interface [15]. Las propiedades de los compuestos son función de las propiedades de las fases constituyentes, de sus propiedades relativas y de la geometría de las fases dispersas [14].

## 1.2 Estado del arte

### 1.2.1 Tipos de Implantes para AMF

El reemplazo de AMF está indicada en la artrosis secundaria de artritis reumatoide, postraumática o en enfermedades degenerativas [17]. Al momento de realizar una revisión de la evolución en el diseño de implantes para AMF, puede visualizarse una clasificación de estos en tres categorías: los implantes tipo bisagra, los implantes enterizos flexibles y los implantes de reemplazo de superficie [18].

A inicio de la década de 1950, se desarrolló una prótesis tentativa para el reemplazo de la AMF, desde entonces se han propuesto más de 20 diseños con el fin de realizar investigaciones médicas. Sin embargo, en la mayoría de los casos estos diseños fueron efímeros y no tuvieron una aplicación prolongada o mucha producción [17]. El implante de Brannon y Klein fue el primer implante de AMF, fue implantado en 1953, este consistía de dos partes de Titanio articulados mediante un tornillo remachado, a pesar del entusiasmo inicial, los primeros seguimientos reportaron el hundimiento del implante dentro del hueso y pérdidas del tornillo [18].

Se realizaron mejoras al diseño propuesto por Brandon y Kein, dando así inicio al primer periodo de desarrollo de implantes para AMF. Estos primeros diseños se caracterizan por realizar simplificaciones en la complejidad biomecánica de esta articulación reduciéndola a un modelo de bisagra, la estabilidad de los vástagos utilizados dependía de los cementos óseos empleados basados en Polimetilmetacrilato – PMMA, adicionalmente, no se realizaba una diferenciación entre los implantes hechos para AMF, articulación interfalángica proximal y distal en las cuales las cargas actuantes y biomecánica son diferentes.

Los elementos antes mencionados contribuyeron en las fallas presentadas en muchos de estos implantes [17]. Los implantes bisagra más conocidos son el Flatt, Griffith- Nicolle, Schetrumpf, Schultz, Steffe, St George – Buchholtz, Strickland, Weightman, Mathys, WEKO y Daphne los cuales realizan variaciones en centros de rotación, forma y tamaño de los vástagos, métodos de anclaje al hueso anfitrión, etc. [18].

La alta rigidez de los implantes antes mencionados condujeron a la pérdida de densidad ósea en los tejidos receptores, provocando de esta manera la pérdida del implante, razón

---

por la cual Swanson diseñó un implante de una sola pieza y además flexible fabricado de un elastómero de silicona, con el fin de restaurar el alineamiento y estabilidad de la articulación y facilitar el desarrollo de una cápsula fibrosa estable [19], esto supuso un gran avance en la tecnología de implantes para el reemplazo de la AMF y originó la segunda categoría de clasificación para los implantes de AMF correspondiente a los implantes enterizos flexibles. Actualmente este diseño es el más usado, el que posee los mejores resultados y representa la referencia estándar para los implantes de AMF [17], a pesar de que este implante presente ruptura del material por fatiga, este puede continuar siendo utilizado, dado que el paciente puede mantener una función aceptable de la AMF con una disminución en el soporte de las cargas necesarias para las actividades normales de la vida diaria si los tejidos de apoyo no presentan algún tipo de deterioro [17].

La función básica de este implante está basada en el concepto de que el implante actúa como un separador dinámico, el cual mantiene los extremos de los huesos separados manteniendo un buen alineamiento, este implante es fijado a la articulación mediante el principio de encapsulamiento, estudios in vivo del centro instantáneo de rotación del implante Swanson manifestaron grandes rangos para los centros de rotación, lo cual indica un elevado nivel de pistoning del vástago y apalancamiento durante la flexión, lo cual puede resultar en la producción de partículas de desgaste produciendo erosión del hueso del implante y fractura del mismo [18].

Adicionalmente, estudios realizados revelaron fractura del implante, por lo que se introdujeron arandelas de Titanio como refuerzo en los vástagos de los implantes con el fin de prevenir el rasgamiento del material y la abrasión, a través de estudios posteriores se pudo corroborar que el reforzamiento de los vástagos mediante las arandelas efectivamente presentaba una reducción en la fractura de estos. A pesar de que la fractura del implante es un problema, esto no interfiere demasiado con los resultados de la artroplastia ya que la encapsulación es el principal responsable de la estabilidad de este. Los implantes más conocidos agrupados en esta segunda categoría son el implante Niebauer, Avanta, Neuflex, Helap Flap, Calnan – Reis, Calnan-Nicolle y Lundborg [18].

Un mejor entendimiento de la biomecánica de la AMF, permitió a los diseñadores tener en cuenta en centro de rotación de la articulación y la morfología de los canales de los huesos de la falange y metacarpo. Durante la década de 1980 e inicios de 1990, bajo el término de implantes de superficie aparecieron nuevos diseños los cuales eran un híbrido entre las

características de los implantes bisagra y los implantes flexibles, esta nueva clase de implantes creció en número y pudo ser clasificada como “implante de reemplazo de superficie”, su refinamiento tecnológico fue altamente notable, pero desafortunadamente la mayoría de estos eran inadecuados para casos en los cuales la estabilidad de la articulación estaba comprometida debido a la destrucción severa de los ligamentos de apoyo, como puede presentarse en los últimas etapas de la artritis reumatoide, por lo que este diseño falló en el mejoramiento de la condición más compleja [17].

El representante más conocido en este grupo de implantes es el implante de reemplazo de superficie de carbón pirolítico, el cual consta de dos piezas articuladas no restringidas con una cabeza hemisférica estriada y vástagos inclinados, después de ser implantado en articulaciones metacarpo-falángicas humanas mostró compatibilidad biológica y bioquímica, resistencia al desgaste y buena duración del material.

Este implante no es recomendable para tratar casos de artritis reumatoide severa. Los implantes pertenecientes a la familia de reemplazo de superficie más comunes son: Implante avanta, Moje, Elogenics, Andigo, Hagert, Sibly & Unsworth y Kessler [18].

### **1.2.2 Resultados clínicos de artroplastias de AMF**

La AMF, es una de las articulaciones más importante de la mano debido a que de su función depende la precisión del agarre y apriete, funciones esenciales para el desarrollo de actividades en la vida cotidiana. Enfermedades tales como artritis reumatoide y esclerodermia limitan el rango de movimiento de esta articulación, dificultando por tanto las actividades diarias y calidad de vida en personas que sufran de este tipo de condiciones. Es de interés por tanto determinar los rangos de movimientos mínimos que permitan tener una mínima calidad de vida, así como el estudio de los resultados a seguimientos realizados a intervenciones quirúrgicas destinadas a mejorar este tipo de enfermedades.

Hayashi et al [20] realizaron un estudio con la finalidad de determinar el rango de movimiento a flexión y extensión necesario en la AMF para mantener la función de la mano, debido a que se desconocía los grados para los cuales una pérdida de flexión o extensión en el dedo afectaban la función de la mano.

---

Estudios anteriores habían determinado dichos valores utilizando electro-goniómetros y los valores obtenidos fueron utilizados para el establecimiento de metas en pacientes con limitaciones articulares de la AMF, no obstante, en casos como artroplastias en esta articulación, quemaduras de mano o lesiones severas de la mano se dificultaba el cumplimiento de dichas metas.

Para esto Hayashi reunió un grupo de 21 participantes, todos diestros y sin ninguna clase de enfermedad de extremidad superior, se utilizaron además dos clases de ortesis, una utilizada para limitar la extensión mientras que la otra fue utilizada para limitar la flexión del dedo. Para realizar la evaluación de la función de la mano, Hayashi utilizó la prueba para función de mano de Jebsen-Taylor, el cual evaluó siete tareas diferentes relacionadas con la función de la mano tales como escritura, simulación de cambio de página, recolección de objetos pequeños parecidos, apilamiento de fichas de damas chinas, apilamiento de objetos delicados, simulación de alimentación y selección de objetos grandes y pesados.

Así mismo se utilizó la prueba de destreza de dedo de O'Connor, el cual se utilizó para evaluar la destreza motora fina necesaria para ubicar tres clavos dentro de un agujero repitiéndolo en 100 agujeros. Se realizaron variaciones en los ángulos de limitación para la flexión y extensión de los dedos y se completaron las pruebas de Jebsen y O'Connor.

Después de realizar el análisis de los resultados obtenidos, se encontró que tanto para la prueba de Jebsen como para la de O'Connor la función de la mano se es aceptable para ángulos mayores de 70° en flexión y ángulos menores de 30° para extensión para el rango de movimiento de la AMF.

Wall et al [21] realizaron un estudio con la finalidad de determinar la efectividad de la artroplastia de carbón pirolítico para el tratamiento de osteoartritis de la AMF, se seleccionó una muestra de 11 artroplastias realizadas mediante una sola cirugía y un periodo de realización de esta de mínimo 2 años.

Wall evaluó factores como rango de movimiento, satisfacción del paciente con artroplastia, puntuaciones para el dolor y funcionalidad. Para confirmar la validez de los resultados de las medidas se incluyeron el cuestionario para mano Michigan y radiografías para los cuales se presentara falla, hundimiento o pérdida del implante.

Los resultados obtenidos revelaron un promedio de 76° para el movimiento de arco de la AMF tratada, lo cual representó un incremento significativo dado que antes de la

intervención era de en promedio 62°, así mismo se presentó un incremento en el promedio de la flexión desde 65° a 68°.

Uno de los pacientes presentó un decremento del movimiento con una pérdida de 5° y otro paciente no presentó cambio en el movimiento, se presentó una tasa de éxito del 91%, se presentó una falla, en la cual el paciente exhibió una limitación en el rango de movimiento, chirrido y dolor continuo después de la artroplastia.

Se presentaron dos novedades las cuales fueron corregidas después de realizada la artroplastia, en la primera el paciente presentó rigidez después de la cirugía, la cual no pudo ser mejorada mediante terapia, por lo que se realizó la liberación de la placa volar lo cual permitió el mejoramiento del movimiento, el segundo paciente, presentó una subluxación del tendón extensor durante una terapia en el primer mes después de realizada la intervención.

Cabe destacar de este estudio, que 5 pacientes los cuales trabajaban durante el tiempo en el cual fue realizada la cirugía retornaron a sus labores sin ningún tipo de restricción. Lo anterior permitió a Wall concluir que la artroplastia de carbón pirolítico presentó resultados satisfactorios con mejoras en el movimiento de la articulación además de presentar pocas complicaciones.

Chung et al [22] realizaron un estudio con el fin de examinar varios componentes de la deformidad de mano, como un esfuerzo para entender los resultados obtenidos con artroplastias de Silicona para AMF en términos de rango de movimiento articular y alineamiento. Se intentó probar la hipótesis de que los dedos ulnares tendrían peores resultados que los dedos radiales cuando estos son sometidos a una artroplastia de Silicona de AMF, dado que estudios previos habían demostrado esta afirmación.

Para esto Chung utilizó un grupo de 68 pacientes con un diagnóstico de artritis reumatoide, con edades comprendidas entre 18 a 80 años realizando un procedimiento quirúrgico estandarizado y utilizando el implante Swanson. Los resultados demostraron un mejoramiento de todos los dedos en el ángulo de amontonamiento Ulnar un año después de la cirugía, los resultados menos significativos se presentaron para los dedos índice y corazón. Respecto al decaimiento de la extensión también se observó un mejoramiento en los cuatro dedos.

---

Analizando los resultados para el ángulo del arco, se encontró que todos los dedos pasaron desde una postura más de flexión a una postura de más extensión después de la cirugía, la mayor mejora se presentó fue vista en el dedo meñique el cual presentó un arco de movimiento pre-operativo de 20° y después de un año de la operación presentó un arco de 35°.

Chung evidenció por lo tanto que los dedos cubitales tenían peores medidas preoperatorias, pero estas mejoraron después de un año gracias a la cirugía, de forma similar a los resultados obtenidos para los dedos radiales, por lo que la hipótesis del estudio no pudo ser probada.

Escott et al [19] realizaron un estudio con la finalidad de comparar las diferencias post-operativas del rango de movimiento y verificar si las diferencias de flexión post-operativas juegan un rol importante en los resultados funcionales para cada dedo de manera aleatoria entre implantes Neuflex y Swanson.

La hipótesis que Escott propuso era que el grupo de pacientes con implantes Neuflex deberían lograr una mejor flexión post-operativa como los que fueron sugeridos previamente en reportes publicados basados en los implantes estudiados. El tamaño de muestra que Escott seleccionó se hizo teniendo en cuenta estudios clínicos que presentaban resultados de grandes cambios en el rango de movimiento de la AMF.

Se realizó una distribución aleatoria del número de pacientes en dos grupos obteniendo pacientes con uno o dos implantes Swanson o Neuflex e incluso pacientes con un implante Swanson y Neuflex simultáneamente. Se evaluó el rango de movimiento y la fuerza de agarre utilizando las recomendaciones de la sociedad americana para la evaluación clínica de terapia de mano y la prueba para función de mano Sollerman, el cual evalúa 20 tareas (16 unilaterales y 4 bilaterales) el cual emplea 7 de los 8 agarres de mano comunes utilizados en la vida diaria.

Una vez los resultados del análisis primario fueron obtenidos se realizó un análisis exploratorio en un subconjunto de pacientes que obtuvieron resultados por debajo de óptimo en la flexión de la AMF del dedo meñique. Los resultados obtenidos mostraron que las manos que recibieron implantes Neuflex lograron una flexión de la AMF significativamente superior comparado con las manos que recibieron implantes Swanson, respecto a la extensión de la AMF y el arco total de movimiento no se presentó una

diferencia significativa en los resultados obtenidos para los dos implantes evaluados, lo cual probó la hipótesis formulada por Escott.

Respecto a evaluaciones realizadas a manos con artritis no reumática, Neral et al [23] realizaron una evaluación de la efectividad clínica para artroplastia de AMF para artritis no reumática, dado que la literatura disponible se encontraba limitada en reporte de casos y revisiones retrospectivas para este tipo de casos. La hipótesis sugerida por Neral afirmaba que la artroplastia era efectiva para la disminución del dolor y para mejorar la función de la mano en casos de artritis no reumática, para los cuales, usualmente se utiliza otros tipos de tratamientos.

Se investigó en una base de datos médica obteniéndose información de 136 pacientes, mediante un protocolo de estudios predefinido, se encontraron casos de osteopenia, reducción del espacio articular y esclerosis para los cuales se utilizaron implantes Avanta, Swanson y PreFlex.

Una vez se realizaron los filtros correspondientes, se obtuvo una muestra de estudio de 30 pacientes con 38 artroplastias de AMF. Las medidas de interés fueron el rango de movimiento, las fuerzas de agarre y prensado con los dedos índice y pulgar, el cuestionario de discapacidad del brazo, hombro y mano DASH - se sus siglas en inglés, y la escala de dolor.

Los resultados obtenidos permitieron advertir que 20 de los pacientes participantes quienes habían tenido un dolor preoperativo, el 85% experimentaron una disminución completa del dolor después de realizada la artroplastia.

Se realizó una comparación entre las artroplastias del dedo índice y corazón, las cuales mostraron un mejoramiento significativo referente al puntaje DASH, estos resultados fueron similares para las articulaciones antes mencionadas. El seguimiento a la fuerza de pinzado en los dedos índice y corazón no mostraron una mejora significativa entre las reportadas entre las manos no operadas y las operadas.

Finalmente, se realizó una encuesta para medir la satisfacción de los pacientes, la cual demostró que el 73% de los pacientes estaban muy satisfechos, el 100% de los pacientes estaban de alguna manera satisfechos, el 87% de los participante del estudio aseguro que definitivamente o harían nuevamente, mientras que el 13 % restante indicaron que

---

probablemente lo harían nuevamente, ya que no experimentaron dolor o dolor raramente después de la intervención, además de presentar una mejora excelente en las funciones de la mano y la fuerza. Basándose en los resultados Neral pudo confirmar la hipótesis propuesta para la realización del estudio.

Waljee et al [24] realizaron un estudio con el fin de determinar los niveles de recuperación funcional después de una artroplastia de Silicona de AMF, y realizar una correspondencia de esta con la satisfacción del paciente. La hipótesis planteada por Waljee enunciaba que la ganancia de la función de la mano después de una artroplastia de silicona, podría discriminar entre pacientes satisfechos en insatisfechos después de la operación. Para esto, se tomó una muestra de 46 pacientes de diferentes centros en los cuales se practicaba estas clases de intervenciones quirúrgicas para AMF y a los cuales se les había diagnosticado artritis reumatoide. Todos los pacientes seleccionados fueron sometidos a artroplastias de silicona y se les hizo seguimiento durante dos años después de la operación. Con el fin de medir la satisfacción de los pacientes, estos completaron el cuestionario de mano Michigan, el cual fue validado para ser usado en un amplio rango de pacientes incluyendo la artritis reumatoide. El cuestionario midió en general el desempeño de la mano en función de seis escalas específicas: trabajo de la mano, capacidad para completar actividades de la vida cotidiana, dolor, rendimiento del trabajo, estética y satisfacción del paciente. Los resultados encontrados por Waljee, mostraron una relación entre la satisfacción del paciente con el mejoramiento en la función de la mano después de la artroplastia de silicona para el tratamiento para AMF, en casos de manos las cuales fueron diagnosticadas con artritis reumatoide debido a las ganancias relacionadas con función de la mano y capacidad para realizar tareas de la vida cotidiana, esto a pesar de que la naturaleza inflamatoria de esta enfermedad resulta en atenuación de la capsula y tendones, lo que traduce en complicaciones durante la operación y problemas de diseño y estabilidad del implante.

### **1.2.3 Modelos numéricos para el comportamiento de Implantes de AMF**

Los modelos numéricos, especialmente el análisis por elementos finitos han sido considerados como una herramienta importante para el diseño y desarrollo de reemplazo de articulaciones humanas especialmente para la rodilla y cadera, sin embargo ha habido

pocos estudio de esta clase para pequeñas articulaciones como la metacarpo-falángica [25] a pesar de su importancia para el desarrollo de tareas complejas de la vida cotidiana que requieren un alto grado de precisión.

Podnos et al [26] realizaron un estudio mediante un modelo computacional de las prótesis de caucho de silicona para AMF, con la finalidad de crear un modelo del comportamiento mecánico preciso de una silicona de grado médico, el autor utilizó un modelo hiperelástico capaz de representar la respuesta no lineal y la no compresibilidad del material.

Primero, se realizaron pruebas mecánicas a una silicona en particular, la cual fue cortada en finas placas en formas apropiadas para las pruebas específicas y las cuales fueron sometidas a múltiples estados de deformación (tensión uniaxial, tensión plana y tensión biaxial) bajo cargas cuidadosamente calculadas con el objetivo de lograr estados de deformación puros, tal que las curvas de esfuerzo-deformación representen el comportamiento del elastómero en los estados deseados, estas fueron realizadas a 23°C (temperatura ambiente) y 37° (Temperatura aproximada del cuerpo) y siliconas esterilizadas y no esterilizadas con el fin de descartar variaciones debidas a estas variables.

El autor realizó un análisis preliminar el cual le permitió concluir que un modelo de deformación plana bidimensional era suficiente para el estudio, los resultados obtenidos fueron presentados en dos fases: una fase de validación y una fase de comparación.

Durante la fase de validación, se seleccionaron dos implantes de silicona comerciales disponibles para AMF, a los cuales se les cortó la sección de los vástagos y en la interfaz del corte se les adaptó una fijación de aluminio con el fin de ser montados en los cabezales de una máquina de prueba universal, se aplicó un desplazamiento a ambos modelos con el fin de determinar su respuesta y de esta manera decidir cuál tipo de modelo material debía ser utilizado para las simulaciones computacionales.

Determinada esta información, el autor realizó los modelos computacionales mediante análisis de elementos finitos de las partes que se tenían montadas en las máquinas de pruebas, se simuló los estímulos mecánicos aplicados en los modelos físicos. En la fase de comparación, se pudo observar que las áreas de deformación cortante máxima y la energía de deformación máxima predicha por los modelos computacionales corresponden muy bien a las áreas de los modelos físicos, sin embargo, los resultados de las pruebas a

---

flexión resultaron ser contradictorios a los hallados entre los modelos físicos y computacionales.

Biddiss et al [27] desarrollaron modelos de elementos finitos tridimensionales de alta resolución para implantes de AMF, con la finalidad de simular la funcionalidad de los implantes comerciales, evaluar y comprar la distribución de esfuerzos y realizar el comparativo potencial para fractura y rango de movimiento a flexión y extensión. Con el fin de determinar el modelo material, se realizaron pruebas de tensión uniaxial sobre una muestra fabricada con los mismos materiales de los implantes comerciales modelados, para esto se realizaron probetas mediante prensas de estampado personalizadas, estas fueron medidas antes y después de realizado la prueba, y posteriormente se realizó una conversión de los datos de fuerza-extensión a esfuerzo-deformación. Los implantes que Biddiss seleccionó para realizar el estudio fue Swanson No 2 y Neuflex No 10 los cuales fueron sometidos a un escaneo láser con el fin obtener información geométrica precisa de los detalles de interés de estos implantes. El modelo tridimensional fue importado a ANSYS en el cual se realizó ajustes necesarios para una buena simulación tales como selección de la clase de elemento a utilizar, densidad de malla y pruebas de convergencia. Los modelos computacionales permitieron determinar que el esfuerzo de Von Mises máximo ocurrió a 90° a flexión y un esfuerzo mínimo en sus respectivas posiciones neutrales, utilizando los reportes de rango de movimiento de otros autores en los modelos computacionales, se pudo determinar que el implante Neuflex exhibió en promedio una disminución del 33% del esfuerzo de Von Mises máximo respecto al implante Swanson. Por otro lado, al realizar un estudio de fatiga de los implantes el autor pudo determinar una disminución en los valores de esfuerzo observados en los implantes Neuflex presumiblemente debido a la preflexión de 30° que tiene por defecto dicho implante.

Abdul Kadir et al [25] utilizaron el método de los elementos finitos para analizar dos prótesis comerciales de AMF bajo carga a flexión con la intención de calcular el micromovimiento del implante relativo al hueso y de este modo determinar la estabilidad del implante y el comportamiento de subida y bajada con el hueso.

Para ello el autor realizó una reconstrucción tridimensional de una mano basándose en una tomografía de la misma. Se seleccionó el dedo corazón para el análisis por lo que se realizó una separación de esta parte del modelo entero y se realizaron los cortes que usualmente se hacen en este tipo de intervenciones, posteriormente se realizó un

modelamiento tridimensional de un implante Swanson y uno Neuflex, las propiedades mecánicas del material fueron tomadas de la literatura consultada por el autor.

Los modelos tridimensionales de los implantes fueron cuidadosamente posicionados en el lugar adecuado para cada caso, finalmente se cargó la falange con 1 N para simular las condiciones de flexión. Los resultados obtenidos mostraron que el implante Neuflex demostró mayor flexibilidad en comparación con el implante Swanson, así como un efecto de subida y exhibición de grandes valores de micromovimiento para los dos casos estudiados.

## **2. Metodología**

El presente capítulo explica la metodología utilizada para el diseño y estudio de la estabilidad primaria. La primera parte establece toda la información que permita definir y limitar el problema (requerimientos de ingeniería, características geométricas y criterios de evaluación), y posteriormente se realiza la selección, evaluación y simulación de la mejor alternativa de solución al problema.

### **2.1 Proceso de diseño**

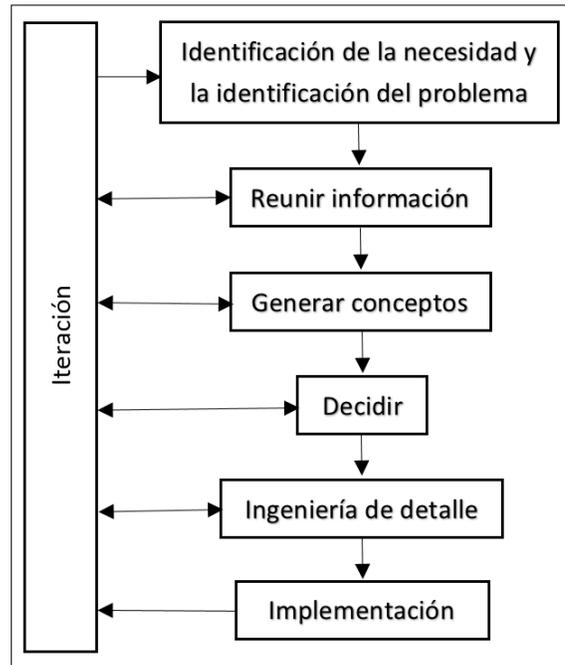
El diseño en ingeniería, es el proceso metodológico iterativo mediante el cual se parte de una necesidad inicial y por medio del seguimiento de ciertas pautas, se satisface esta a través de la idealización de un sistema, componente o proceso. Dicho proceso brinda un procedimiento que permite tomar decisiones en las cuales las ciencias básicas de la ingeniería son aplicadas de la mejor forma para convertir los recursos para cumplir un objetivo propuesto, por lo que el establecimiento de objetivos, criterios, análisis y evaluaciones son fundamentales en este [28].

El proceso de diseño de ingeniería generalmente utilizado se describe en la Figura 2-1, de este se puede observar que la etapa 1 - Identificación de la necesidad y la identificación del problema, y etapa 2 – Reunir información fueron trabajadas en introducción y en el capítulo 1 del presente documento, lo referente a las etapas 3, 4 y 5 serán desarrolladas en el presente capítulo.

La generación de conceptos es el método mediante el cual se describe de forma aproximada los sistemas, componentes o procesos que puedan dar solución al problema propuesto. Para ello, existe una amplia gama de técnicas entre las que se puede encontrar lluvias de ideas, analogías, estudios comparativos, búsqueda de patentes, búsqueda de literatura relacionada, consulta de expertos, etc. Para este caso se decidió realizar la

consulta con un experto en cirugía ortopédica de mano con el apoyo de literatura relacionada la cual fue descrita en el capítulo anterior.

**Figura 2-1:** Proceso de diseño en Ingeniería [29]



Para obtener la información de partida que permitiera conocer el problema y las condiciones iniciales del mismo, se utilizó el proceso de ingeniería inversa, el cual se define como el conjunto de métodos para la medición, análisis y pruebas para obtener la imagen espejo de un objeto o un para recuperar un evento pasado [30, 31], para el caso de estudio se utilizó la tomografía computarizada en la obtención de la información de los puntos tridimensionales los cuales después de un procesamiento posterior se obtiene un modelo geométrico tridimensional.

La etapa de decisión, fue realizada mediante la comparación de los modelos geométricos propuestos entre sí y evaluados en función de los requerimientos de ingeniería. Una vez se obtuvieron los resultados de dicha evaluación se seleccionó la opción que obtuviera la mayor cantidad de puntos o que cumpliera con la mayoría de los requerimientos.

### 2.1.1 Requerimientos de Ingeniería

El entendimiento del problema de diseño es una fase fundamental para la obtención de un producto que solucione la necesidad del cliente. Para lograr esto es necesario conocer el cliente y traducir los requerimientos que este precise en una descripción técnica de que necesita ser diseñado. La habilidad de escribir un buen conjunto de especificaciones de ingeniería es la prueba de que se entiende el problema de diseño [32, 33, 34].

Existen muchas técnicas utilizadas para la generación de las especificaciones de ingeniería, la utilizada para el desarrollo del presente trabajo se basa en un método que desarrolla los principales elementos de información necesarios para la comprensión del problema [32, 33]:

- ✓ Escuchar la voz del cliente.
- ✓ Desarrollo de especificaciones o mentas del producto.
- ✓ Desarrollar objetivos numéricos de decisión.

No obstante, muchos de los casos de problemas de ingeniería, los clientes más importantes son los consumidores, es decir aquellas que compran el producto y dirán a otros consumidores acerca de la calidad del producto [32]. El caso que presenta este documento, el consumidor es el cirujano ortopedista encargado de adquirir los implantes y el cliente es el paciente a quién le será implantado este, por lo que “escuchar la voz del cliente” no implica entrevistarse con el paciente sino con el cirujano.

Se realizaron diferentes entrevistas con el cirujano ortopedista asesor, en las cuales se pudieron determinar las principales especificaciones de ingeniería para un implante de AMF, así como sus valores objetivos (Tabla 2-1), determinados estos se puede dar paso al inicio de la reconstrucción tridimensional de la estructura anatómica de interés.

**Tabla 2-1:** Requerimientos de ingeniería

Requerimiento	Valor objetivo
Distancia de las osteotomías	<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ 5-7 mm para la falange</li> <li>▪ 8-10 mm para metacarpo</li> </ul>
Movimientos de Flexión-Extensión normales	<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Flexión: 90°</li> <li>▪ Extensión: 40°</li> </ul>
Movimientos de abducción-aducción normales	<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Abducción: 20°</li> </ul>

Requerimiento	Valor objetivo
	▪ Aducción: 20°
Artroplastia de reemplazo de superficie	--
Rotación en alrededor de un único eje en flexión-extensión	--
Rotación en alrededor de un único eje en Aducción-Abducción	--
Estabilidad articular	--
Evitar fenómenos de rotación axial	--
Evitar fenómenos de Pistoning	--
Adaptación a la curvatura del canal medular	--
Vástago del metacarpo	1/2 de su longitud máximo
Vástago de la falange	1/3 de su longitud máximo

## 2.2 Imágenes diagnósticas y su procesamiento

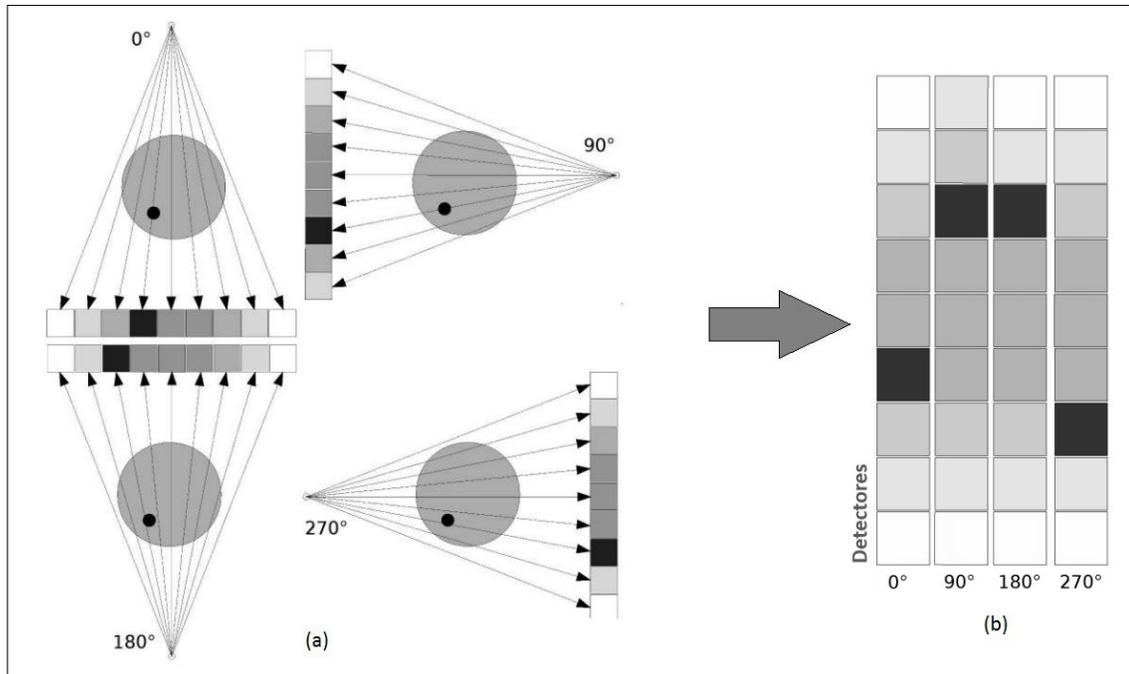
Las imágenes diagnósticas, son representaciones gráficas obtenidas mediante diferentes tipos de técnicas con la finalidad de poder realizar una visualización de las diferentes clases de tejidos que componen una determinada región del cuerpo y así poder efectuar un diagnóstico médico o la evaluación de alguna enfermedad.

Una de las técnicas ampliamente utilizadas para la obtención de las imágenes médicas es la tomografía computarizada TC en la cual una emisión de rayos x colimados atraviesan una sección de la estructura fisiológica de interés, en el otro costado, un detector mide la intensidad residual de la emisión inicial Figura 2-2 (a), después de una pequeña rotación del sistema fuente de rayos x – detector se inicia el proceso de nuevo, obteniéndose así una serie de proyecciones de las intensidades residuales provenientes de diferentes direcciones Figura 2-2 (b), un tratamiento posterior integra estas proyecciones en una imagen bidimensional de los perfiles inicialmente obtenidos [35].

La imagen generada corresponde a la sección de la estructura fisiológica de interés la cual es representada en escala de grises, cada valor de gris denominado Voxel, este es proporcional a las intensidades residuales detectadas y cuyas unidades se denominan

Hounsfield [HU]. En esta escala el aire tiene un valor de -1000 HU y el agua 1000 HU [35], una vez obtenida la imagen se procede a realizar el mismo procedimiento varias veces para obtener una serie de imágenes paralelas entre sí y separadas una distancia que define la resolución de la tomografía.

**Figura 2-2:** Principio básico de funcionamiento de la tomografía computarizada [35]



La tomografía computarizada utilizada en este trabajo corresponde a la de un paciente de sexo femenino de 46 años de edad desde la muesca cubital hasta la mitad de la primer falange del segundo dedo, el instrumento utilizado fue un tomógrafo helicoidal multicorte con 16 detectores marca Toshiba Activion 16 a 120kV y 45 mAs, con el cual se obtuvieron 66 cortes de 512 X 512 pixeles con una separación entre cortes de 2,00 mm cada pixel tiene un tamaño de 0,329 mm.

La tomografía computarizada fue procesada para obtener un modelo tridimensional de la estructura anatómica de interés utilizando Software especialmente desarrollado para la segmentación de imágenes médicas representada a través de máscaras llamado Mimics en la versión 10,01.

La segmentación de imágenes en general, es el proceso mediante el cual una imagen es dividida en regiones no solapadas las cuales poseen características homogéneas tales

como intensidad o textura. Los principales propósitos de la segmentación en imágenes médicas son la identificación de regiones de interés, medición de órganos, estudio de estructuras anatómicas, planeación de tratamientos y cirugías y el recuento de células para el estudio de efecto de drogas [36].

Uno de los métodos de segmentación de imágenes utilizado por Mimics 10,01 es el de Umbralización, para el cual existen muchas técnicas, algunas basadas en el histograma de la imagen, otras basadas en propiedades locales como por ejemplo el valor medio, desviación estándar o gradiente local [37].

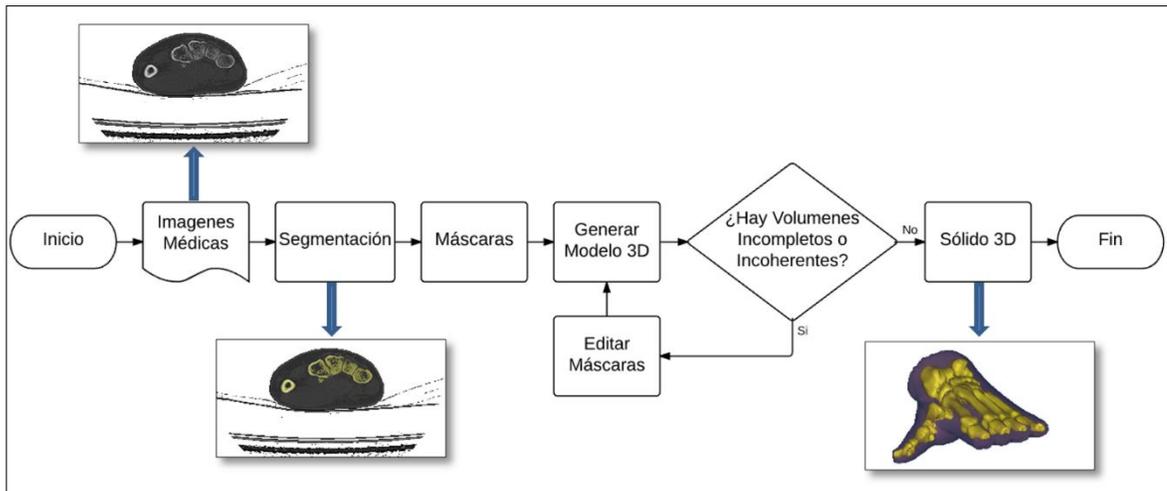
Mimics utiliza una técnica llamada umbralización global, la cual es utilizada como primera definición de segmentación de objetos, primero se definen dos valores límites llamados límite superior y límite inferior, posteriormente se realiza una comparación de los valores de cada Voxel que compone la imagen con dichos límites, si el valor del Voxel se encuentra en el rango definido por los valores mínimo y máximo de umbral dicho Voxel será resaltado con una máscara, en caso contrario el Voxel se dejará intacto, para las imágenes procesadas en el presente trabajo se seleccionó como límite inferior 226 HU y como límite superior 3071 HU los cuales corresponden los predefinidos por el software utilizado para la identificación de tejido óseo.

Otro método de segmentación utilizado por Mimics es el de región de crecimiento, el cual consiste en marcar con “semillas” cada uno de las regiones a ser segmentadas, se realiza entonces una comparación de alguna propiedad del conjunto de voxels adyacentes como valor medio, desviación estándar o gradiente local con el del pixel en estudio iniciando desde la semilla, según el criterio que se utilice como discriminante para determinar si el Voxel en estudio pertenece o no a la región que se desea segmentar este es resaltado mediante una máscara, este proceso se realiza para cada Voxel perteneciente a la región de interés.

Dado que el método de Umbralización puede segmentar la imagen en regiones no conectadas entre sí, el método de región de crecimiento se utiliza usualmente con la finalidad de realizar la separación de cada una de las regiones de interés que componen la imagen, obteniendo de esta manera la separación de las regiones de interés que componen la imagen médica.

La Figura 2-3 muestra el diagrama de flujo del procesamiento de imágenes médicas utilizado para la obtención del modelo geométrico tridimensional, en esta se observa que una vez el modelo tridimensional es obtenido es necesario realizar una revisión del mismo con la finalidad de buscar huecos e incoherencias las cuales son corregidas mediante la edición de las máscaras en las imágenes médicas.

**Figura 2-3:** Diagrama de flujo procesamiento de imágenes médicas para la obtención de un modelo geométrico 3D



### 2.2.1 Obtención de un modelo geométrico 3D

Una vez se ha realizado el procesamiento de las imágenes médicas que componen la tomografía computarizada, se genera el modelo geométrico tridimensional de la estructura, esto con la información que fue resaltada mediante la utilización de las máscaras generadas en la fase de procesamiento de las imágenes diagnósticas. Para esto el software realiza un proceso de interpolación tridimensional para cada uno de los voxels que componen el conjunto de imágenes médicas por medio de un algoritmo denominado interpolación de valor gris [38] obteniendo de esta manera el modelo geométrico tridimensional de la estructura geométrica de interés que para el caso de estudio corresponde al tejido óseo de la mano. La Figura 2-3 muestra el diagrama de flujo del procesamiento de imágenes médicas utilizado para la obtención del modelo geométrico tridimensional.

Con la finalidad de simplificar el modelo tridimensional y reducir el tiempo de cálculo del modelo de elementos finitos, se realiza un corte del modelo en el segundo metacarpiano a la altura de la Metáfisis que conecta con el hueso trapezoide de tal forma que la articulación metacarpo falángica del dedo índice sea aislada para su estudio individual.

El modelo geométrico generado hasta este punto no es compatible con la mayoría de los sistemas de diseño asistido por computador, por lo que es necesario realizar la exportación de este en una extensión compatible en software CAD, la extensión que permite el intercambio entre esta clase de programas es la .STL, la cual aproxima el modelo geométrico tridimensional en términos de su superficie a través de triángulos llamados facetas, por tanto lo que se exporta básicamente es una lista que contiene las coordenadas cartesianas de las facetas y un vector que representa la dirección de la cara exterior de estas.

Durante la generación del archivo en extensión. STL que representa la geometría tridimensional se pueden presentar problemas tales como normales invertidas, dobles caras, bordes múltiples, huecos, agujeros, puntas y aristas abiertas, las cuales deberán ser corregidas con la finalidad de evitar problemas con la lectura de este en un sistema CAD.

La Tabla 2-2 presenta un resumen de las propiedades geométricas de la malla antes y después de realizar las correspondientes correcciones a los elementos que presentaron los problemas arriba mencionados, adicionalmente, la Figura 2-4 muestra el histograma de calidades de las facetas que integran la malla .STL representando con rojo aquellos valores que tienen la peor calidad y con verde aquellos que tienen la mejor calidad. La Figura 2-5 presenta esta distribución en el espacio geométrico de la articulación objeto de estudio.

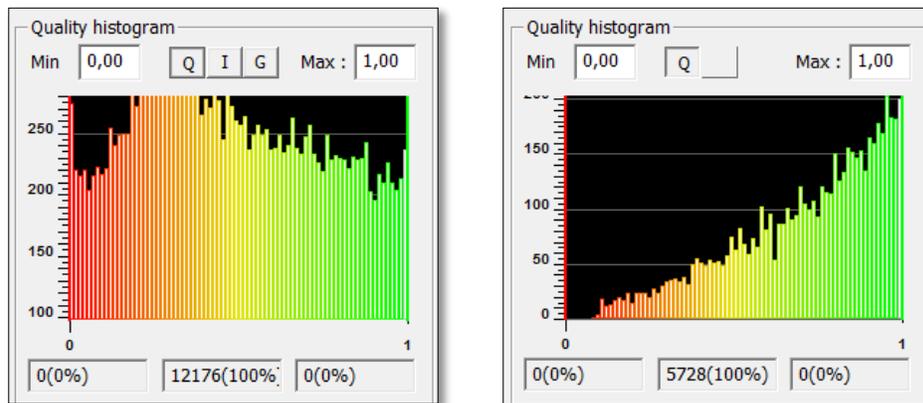
Realizada esta optimización de la calidad de la malla se realiza una verificación entre la malla obtenida y las imágenes diagnósticas médicas, para ello se generan las curvas de contorno a partir del archivo .STL sobre la colección de imágenes médicas que integran la tomografía computarizada y se verifica que estas correspondan al contorno de la estructura anatómica de interés para cada imagen, en caso de no corresponder se realizarán las correspondientes correcciones hasta obtener una buena correspondencia entre los contornos de la malla generada y los contornos de la estructura anatómica de interés,

realizada esta verificación la malla está lista para ser exportada al sistema CAD para la etapa de diseño del implante personalizado.

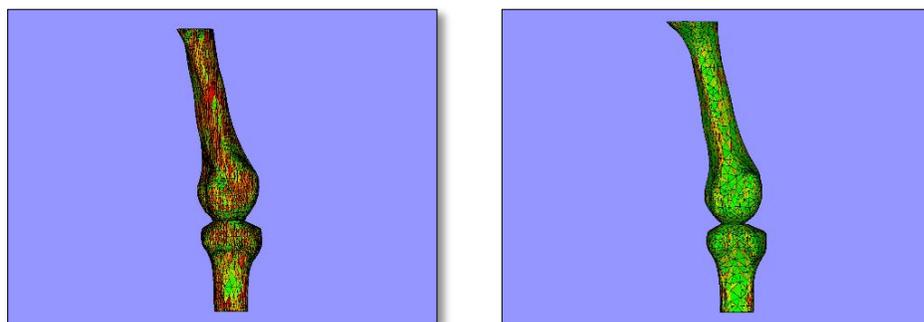
**Tabla 2-2:** Propiedades geométricas malla .STL antes y después de la corrección

Propiedad	Malla sin corrección	Malla corregida
Número de Facetas	12176	5728
Número de puntos	6092	2866
Volumen	3597 mm <sup>3</sup>	3562 mm <sup>3</sup>
Superficie	3505 mm <sup>2</sup>	3568 mm <sup>2</sup>

**Figura 2-4:** Histogramas de calidad de facetas para malla .STL sin optimizar (Izq.) y optimizada (Der.)



**Figura 2-5:** Distribución de calidad de facetas para malla .STL sin optimizar (Izq.) y optimizada (Der.) en el espacio geométrico 3D



## 2.3 Diseño del Implante

La malla .STL generada es cargada en un sistema de diseño asistido por computador – CAD (de sus siglas en Inglés) con la finalidad de facilitar la extracción de las características individuales de la AMF y con base a estas modelar tridimensionalmente el implante que satisfaga los requerimientos biomecánicos y funcionales exigidos, los cuales fueron determinados en la sección de Requerimientos de Ingeniería. El sistema CAD utilizado en este trabajo fue SOLIDWORKS 2013 X 64 bits el cual además facilita el intercambio de los modelos geométricos generados al software para realizar el análisis por medio de elementos finitos.

Se realizaron modelos geométricos de seis pares cinemáticos los cuales son los candidatos a ser los reemplazos de las correspondientes cabezas o epífisis de los huesos de metacarpo y falange respectivamente, cada modelo geométrico se realizó con la finalidad de satisfacer con los requerimientos de ingeniería que un modelo anterior no pudiera cumplir total o parcialmente, finalmente se realiza una evaluación en la que se cotejan los requerimientos de ingeniería con las características geométricas de los modelos geométricos propuestos asignando calificaciones las cuales permitirán determinar cuál de estos es el que será el modelo definitivo.

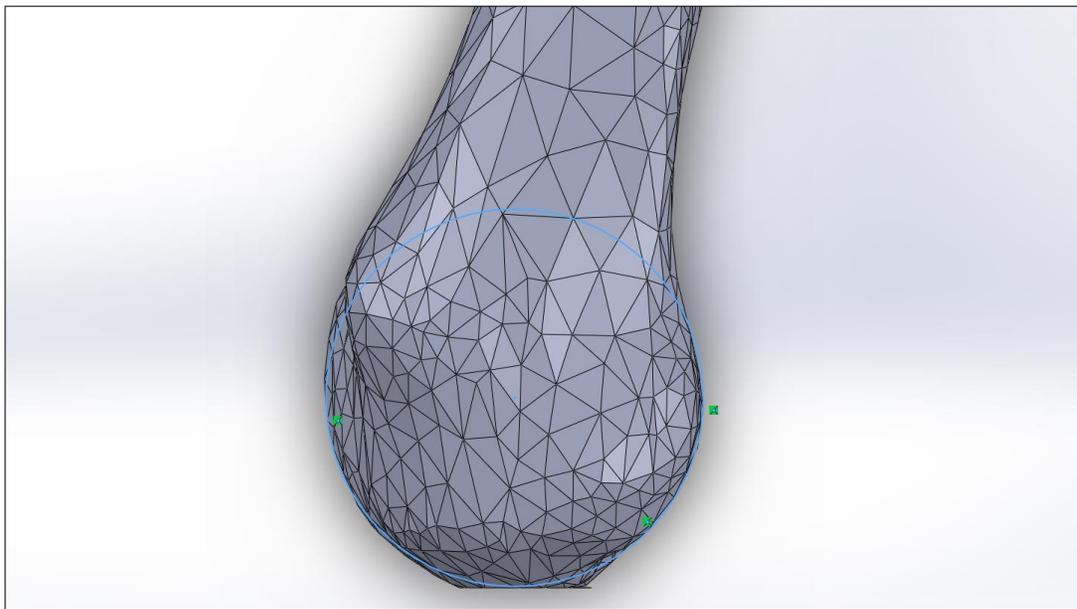
De forma similar se realizó dos modelos para el diseño de los vástagos y las placas de interfaz entre las cabezas y se realizó la correspondiente evaluación de las características geométricas en función de los requerimientos de ingeniería y así poder determinar cuál de los modelos geométricos era el que mejor se ajustaba a lo solicitado.

### 2.3.1 Diseño de las superficies articulares

Se generaron un total de seis conceptos de pares de superficies articulares que pudieran ser el reemplazo de las epífisis de los huesos del metacarpo y de la falange respectivamente. Inicialmente se propuso la geometría de las epífisis o cabezas de los huesos del metacarpo y la falange obtenidos mediante el proceso de ingeniería inversa como modelo de reemplazo de las cabezas y se propusieron cinco conceptos adicionales, esto con la finalidad de establecer cuál de estos presenta un mejor comportamiento y cumple con los requerimientos de ingeniería.

Para realizar la evaluación de los modelos, se utilizó la valoración cinemática con detección de colisiones físicas del software CAD seleccionado, logrando así detectar las zonas en las cuales se puede presentar interferencia mecánica durante los diferentes tipos de movimiento, para ello se ubicó un sistema coordenado en el punto central de una circunferencia calculada mediante tres puntos perimetrales representativos en el plano coronal de la cabeza del metacarpo (Figura 2-6).

**Figura 2-6:** Circunferencia generada mediante tres puntos perimetrales de la cabeza del metacarpo en el plano Coronal



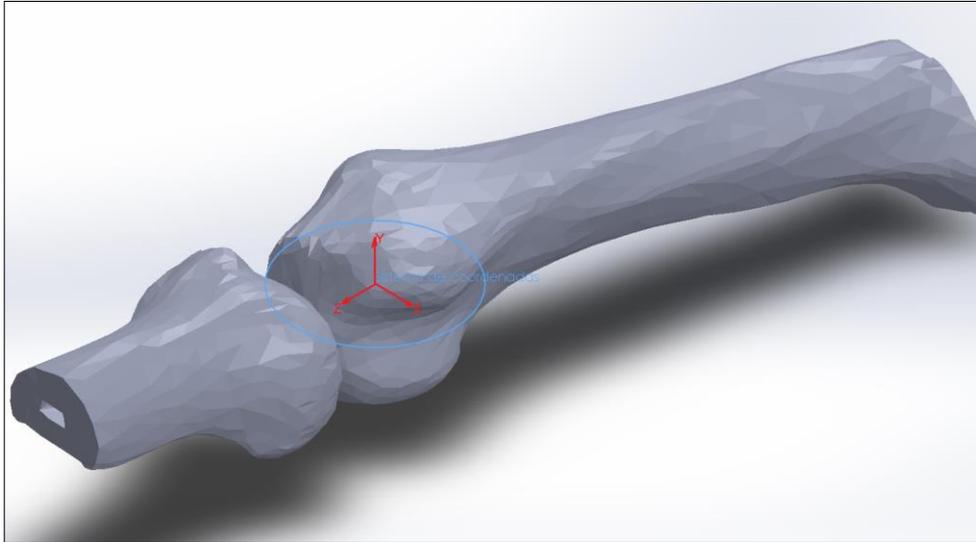
Las direcciones dadas a los ejes se definieron según se especifica a continuación:

- ✓ Eje x: Coincidente con el centro de la circunferencia, normal al plano sagital con sentido positivo en sentido izquierdo.
- ✓ Eje y: Coincidente con el centro de la circunferencia, normal al plano coronal con sentido positivo en sentido dorsal.
- ✓ Eje z: Coincidente con el centro de la circunferencia, con sentido positivo definido mediante el producto cruz de los vectores unitarios de los ejes x e y.

Los anteriores ejes permiten especificar los movimientos articulares de la siguiente manera:

- ✓ Movimiento de Flexión-Extensión: Rotación alrededor del eje x.
- ✓ Movimiento de Aducción-Abducción: Rotación alrededor del eje y.
- ✓ Movimiento de Giro axial: Rotación alrededor del eje z.

**Figura 2-7:** Ubicación sistema coordenado articulación metacarpo-falángica



- Propuesta uno para las superficies articulares

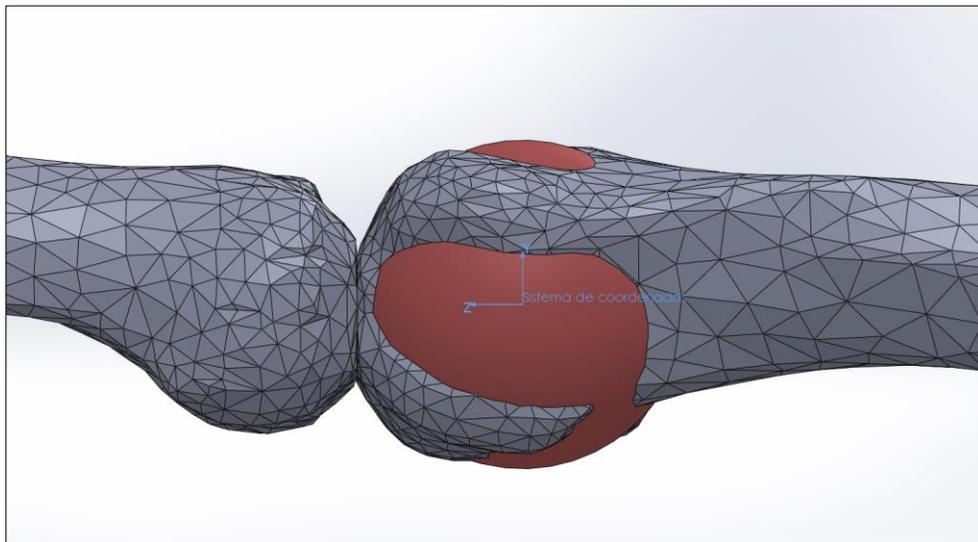
El primer concepto propuesto para realizar el reemplazo de las superficies articulares de la AMF corresponde a los modelos geométricos de estas obtenidas a partir del proceso de ingeniería inversa, la evaluación de este modelo permitió evidenciar que el eje de rotación alrededor de los ejes x, y (movimientos de Flexión-extensión y abducción-aducción respectivamente) cambia con la posición relativa del hueso de la falange respecto al hueso del metacarpo debido a la complejidad de la geometría de las cabezas. La alta rigidez de los materiales utilizados en la manufactura de las cabezas articulares respecto a la del cartílago articular no permite los fenómenos de deformación y deslizamiento responsables del ajuste de la articulación durante los movimientos de flexión-extensión y de abducción-aducción en una articulación sana, por lo que la estabilidad mecánica de esta propuesta es muy reducida, la siguiente tabla expone los resultados de la evaluación de la propuesta uno para las superficies articulares referente al cumplimiento de los requerimientos de ingeniería.

**Tabla 2-3:** Evaluación requerimientos de ingeniería para la propuesta uno de las superficies articulares

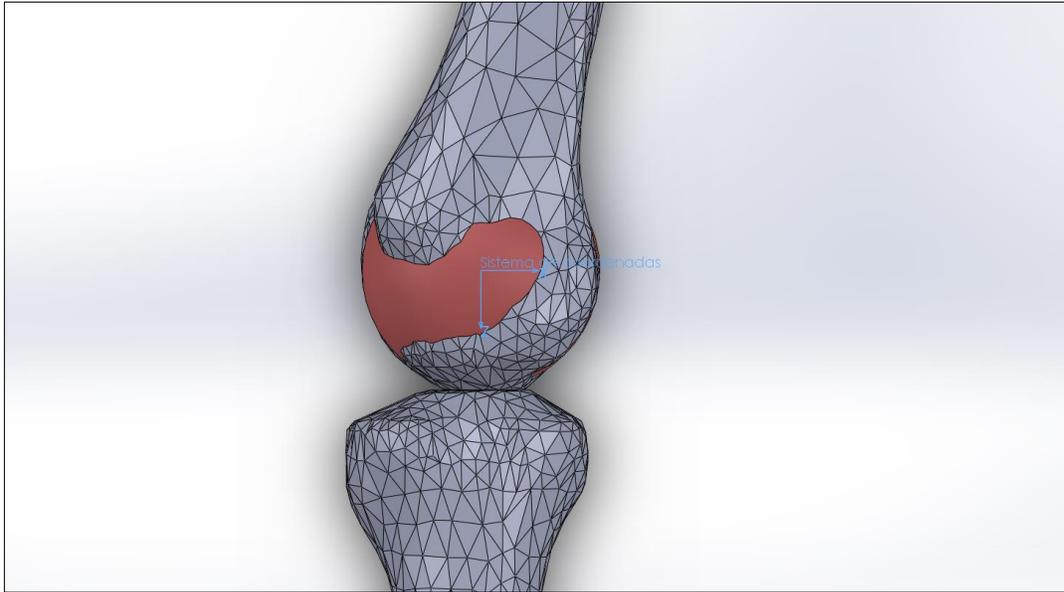
<i>Requerimiento de ingeniería</i>	<i>Cumple</i>
Distancia de las osteotomías	Si
Movimientos de Flexión-Extensión normales	No
Movimientos de abducción-aducción normales	No
Artroplastia de reemplazo de superficie	Si
Rotación en alrededor de un único eje en flexión-extensión	No
Rotación en alrededor de un único eje en Aducción-Abducción	No
Estabilidad articular	No

Debido al cambio de los ejes de rotación en los movimientos de flexión-Extensión y Aducción-Abducción, se construyó una esfera con centro y radio iguales a los de la circunferencia definida para la ubicación del sistema coordinado y se realizó una rotación alrededor del eje x, la Figura 2-8 y Figura 2-9 muestra la esfera generada en la cabeza del metacarpo, cuya superficie indica la frontera a de contacto para los modelos posteriores que se deseen realizar.

**Figura 2-8:** Esfera generada en la cabeza del hueso del metacarpo vista plano Sagital



**Figura 2-9:** Esfera generada en la cabeza del hueso del metacarpo vista plano Coronal



- Propuesta dos para las superficies articulares

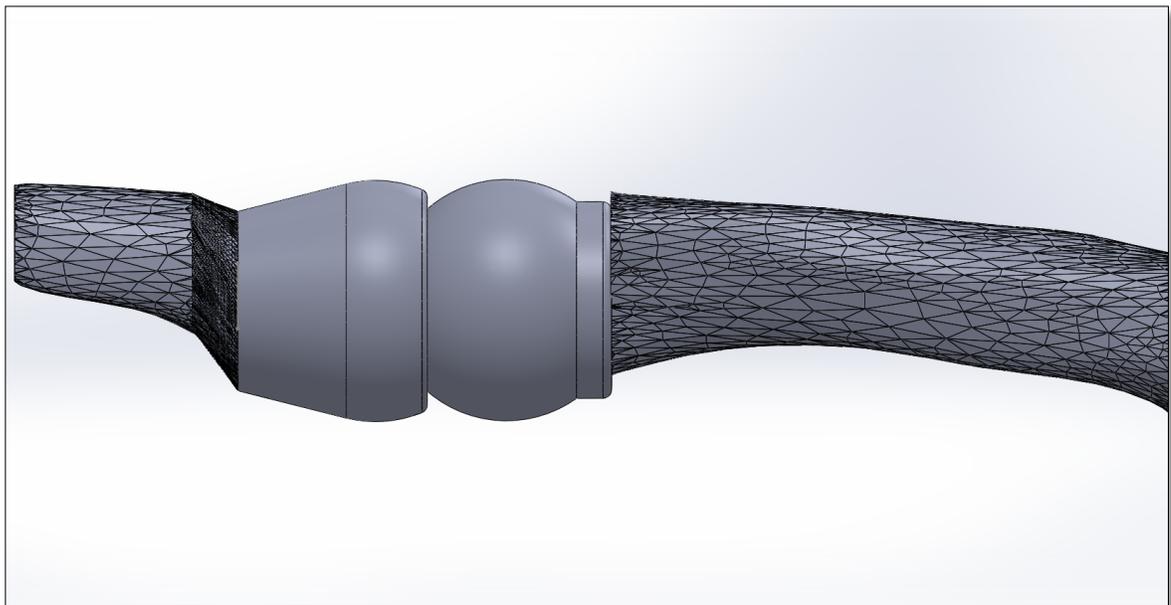
Debido a las limitaciones referentes al movimiento de flexión-extensión y el cambio del eje de giro en los ejes x, y presentadas del modelo geométrico anterior, se propone modelar las superficies articulares mediante una rótula mecánica cuyo componente esférico sea la esfera calculada en el modelo anterior y cuyo origen se encuentre en el mismo punto, la cual reemplaza la cabeza del hueso del metacarpo y una cavidad semiesférica cóncava que reemplaza la cabeza del hueso del metacarpo (Figura 2-10), la distancia de los cortes de las osteotomías se encuentran dentro del rango permitido para estas: de 8,40 mm en el caso de la osteotomía del metacarpo y de 5,00 mm para el caso de la osteotomía de la falange. La evaluación correspondiente permitió observar que se presentan rangos de movimiento de Flexión-Extensión limitados a 68° aproximadamente debido a interferencias entre el borde inferior en dirección delantera del reemplazo de falange y la porción anterior del hueso del metacarpo. Adicionalmente, debido a que esta articulación permite la rotación en los tres ejes, se presentan movimientos de aducción-Abducción elevados respecto a los solicitados, lo cual puede facilitar la pérdida de relación articular o luxación de la articulación, de igual manera se pueden presentar movimientos de rotación excesivos

en la dirección longitudinal de la articulación, lo que causa que la estabilidad de la articulación se vea afectada, el siguiente es el resumen de la evaluación de los requerimientos de ingeniería respecto al modelo propuesto:

**Tabla 2-4:** Evaluación requerimientos de ingeniería para la propuesta dos de las superficies articulares

<i>Requerimiento de ingeniería</i>	<i>Cumple</i>
Distancia de las osteotomías	Si
Movimientos de Flexión-Extensión normales	No
Movimientos de abducción-aducción normales	No
Artroplastia de reemplazo de superficie	Si
Rotación en alrededor de un único eje en flexión-extensión	Si
Rotación en alrededor de un único eje en Aducción-Abducción	Si
Estabilidad articular	No

**Figura 2-10:** Vista del plano Sagital de la propuesta dos para las superficies articulares – Rótula mecánica.



- Propuesta tres para las superficies articulares

Esta propuesta, como la anterior se planteó con la finalidad de superar las limitaciones en cuanto a movimiento de flexión-extensión y de cambio del eje de giro en los ejes x, z presentadas en el primer modelo. Este a diferencia del modelo de rótula mecánica, está compuesto de una semiesfera ovalada la cual realiza las funciones de la cabeza del hueso del metacarpiano y como par cinemático una cavidad cóncava semiesférica ovalada la que realiza las funciones de la base de la falange (Figura 2-11).

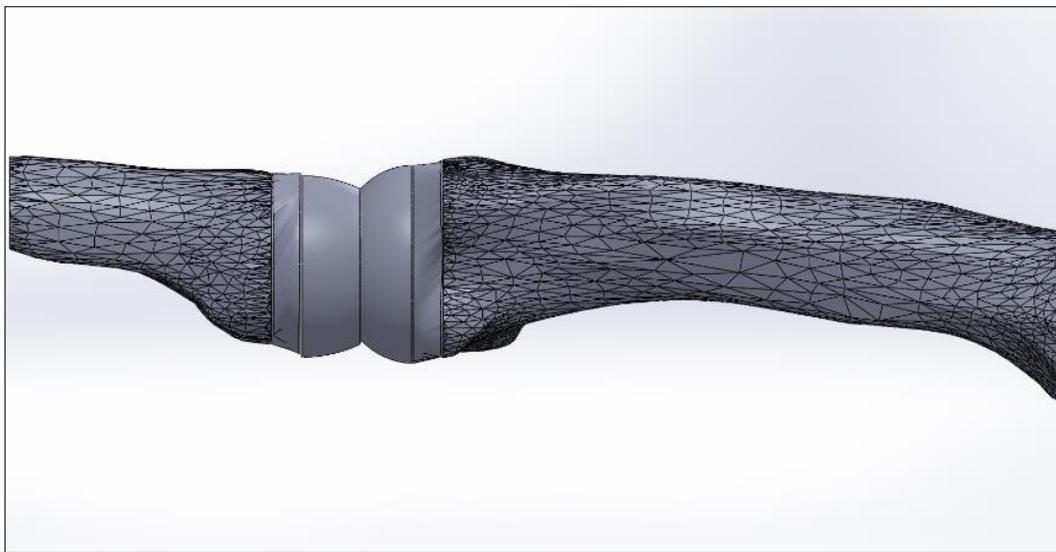
Esta disposición geométrica no afecta la distancia requerida por los cortes de las osteotomías, así que se realizó el correspondiente análisis cinemático con detección de colisiones físicas, el cual permitió observar que se seguía presentando el giro alrededor del eje de la articulación dado que presenta simetría alrededor del punto del eje desde la vista del plano transversal y rangos de movimiento de flexión-Extensión inferiores a lo requerido debido a interferencias entre el borde inferior del reemplazo de falange en dirección anteroposterior negativa y la porción anterior del metacarpiano. Con la finalidad de determinar el comportamiento de las fuerzas en contacto durante el movimiento, se utilizó una herramienta computacional de análisis mediante elementos finitos, de este estudio se puede evidenciar que debido al cambio de curvatura del perfil del óvalo en el plano sagital de movimiento el cual corresponde con el plano de movimiento de flexión-extensión se presentaban instantes en que el modelo perdía áreas de contacto pudiendo ocasionar fenómenos de desgaste localizado y concentración de esfuerzos en las áreas de apoyo remanentes lo cual indica que el eje de rotación en este movimiento está cambiando, adicionalmente, se presentó interferencia mecánica durante la ejecución de movimiento de Flexión a  $67,99^\circ$  (Figura 2-13). La siguiente tabla presenta el resumen de la evaluación de los requerimientos de ingeniería en función del modelo propuesto:

**Tabla 2-5:** Evaluación requerimientos de ingeniería para la propuesta tres de las superficies articulares

<i>Requerimiento de ingeniería</i>	<i>Cumple</i>
Distancia de las osteotomías	Si
Movimientos de Flexión-Extensión normales	No
Movimientos de abducción-aducción normales	No

<i>Requerimiento de ingeniería</i>	<i>Cumple</i>
Artroplastia de reemplazo de superficie	Si
Rotación en alrededor de un único eje en flexión-extensión	No
Rotación en alrededor de un único eje en Aducción-Abducción	Si
Estabilidad articular	No

**Figura 2-11:** Vista del plano Sagital de la propuesta tres para las superficies articulares  
– Rótula mecánica Ovoide

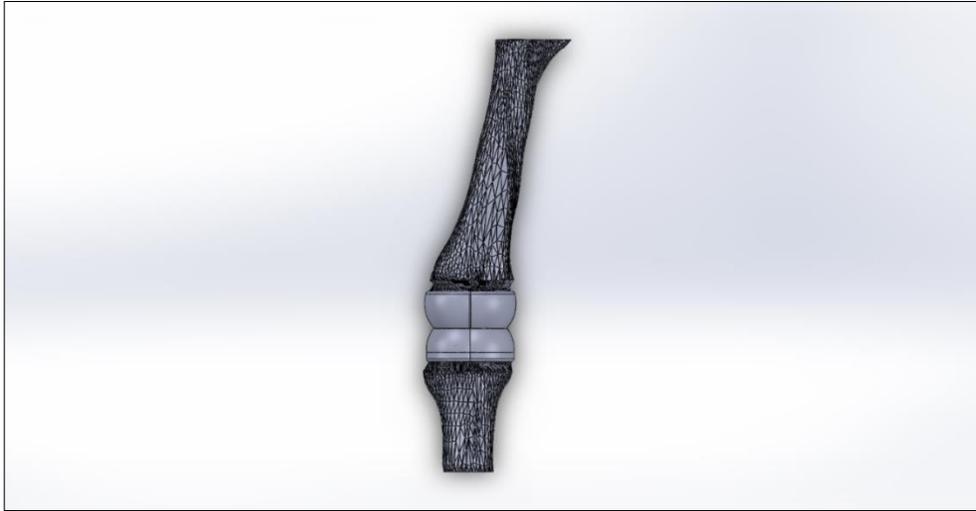


- Propuesta Cuatro para las superficies articulares

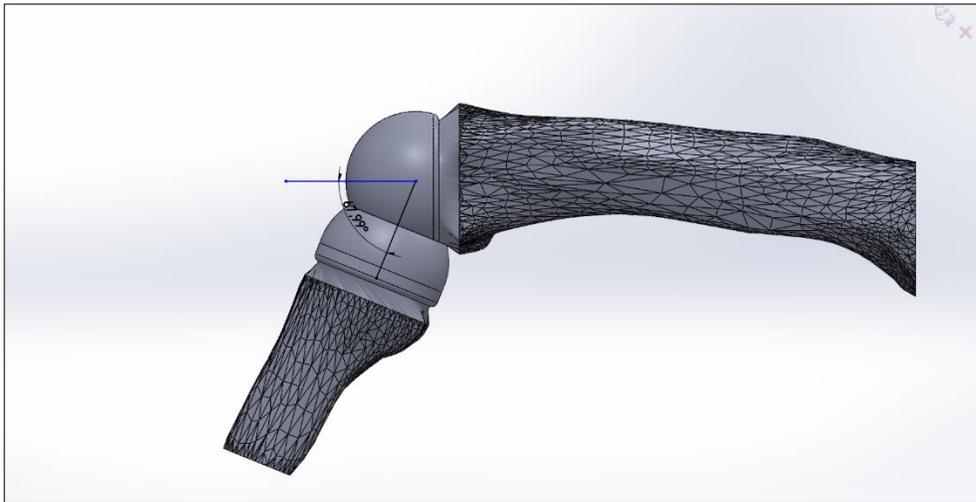
Este modelo se planteó con la finalidad de resolver el problema de rotación en el eje y de la articulación. Para esto se propuso reemplazar las superficies articulares con dos semiesferas cuyo plano medio fuese paralelo entre sí y sus ejes x fueran coincidentes. La distancia de separación entre los centros fue de 3 mm, esto con la finalidad de que el volumen generado tratara de cubrir la mayor parte de área del perfil de corte de la osteotomía del metacarpiano en el plano transversal, el reemplazo de la base de la falange se modeló mediante una cavidad que complementara la cabeza del metacarpiano (Figura 2-12). El análisis correspondiente demostró que la región de depresión generada por la superposición de las dos semiesferas separadas limitó los giros en los ejes y (movimiento de Aducción-Abducción), z (Giro alrededor del eje longitudinal de la articulación), en lo

referente al rango de movimiento en Flexión-Extensión, este se vio limitado por la misma interferencia generada en la propuesta dos para las superficies articulares (Figura 2-13).

**Figura 2-12:** Vista del plano coronal de la propuesta cuatro para las superficies articulares – Doble Óvalo



**Figura 2-13:** Interferencia en las propuestas tres y cuatro



La siguiente tabla muestra los resultados de la evaluación del modelo propuesto respecto a los requerimientos de ingeniería.

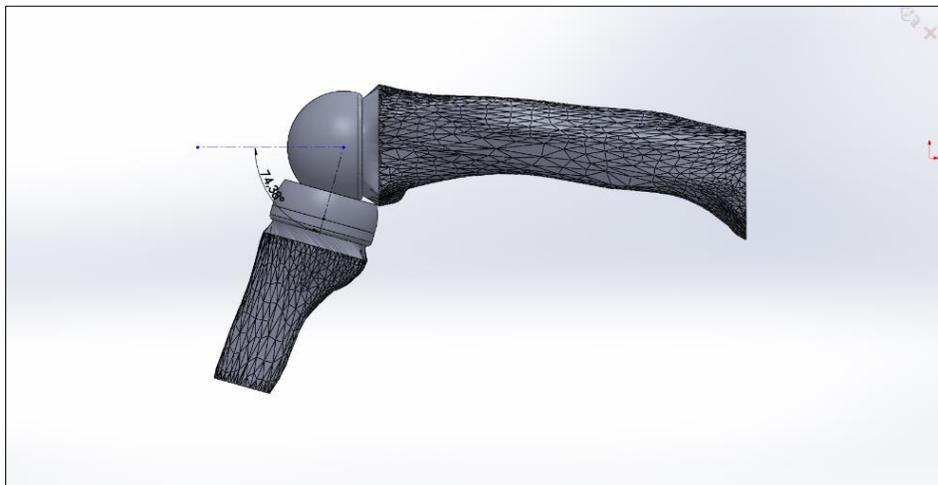
**Tabla 2-6:** Evaluación requerimientos de ingeniería para la propuesta cuatro de las superficies articulares

<i>Requerimiento de ingeniería</i>	<i>Cumple</i>
Distancia de las osteotomías	Si
Movimientos de Flexión-Extensión normales	No
Movimientos de abducción-aducción normales	No
Artroplastia de reemplazo de superficie	Si
Rotación en alrededor de un único eje en flexión-extensión	Si
Rotación en alrededor de un único eje en Aducción-Abducción	No
Estabilidad articular	No

- Propuesta cinco para las superficies articulares

Con la finalidad de extender el rango de movimiento en Flexión-Extensión, se propuso disminuir la altura desde el punto más alto desde la cavidad pensada para ser el reemplazo de la cabeza del metacarpiano (Figura 2-14). No obstante, se lograron ángulos de hasta  $74,38^\circ$  manteniendo la estabilidad articular, por lo que la evaluación del modelo geométrico contra los requerimientos de ingeniería es exactamente igual a los de la propuesta cuatro de las superficies articulares (Tabla 2-6).

**Figura 2-14:** Disminución de la profundidad de la cavidad de reemplazo de la base de la falange

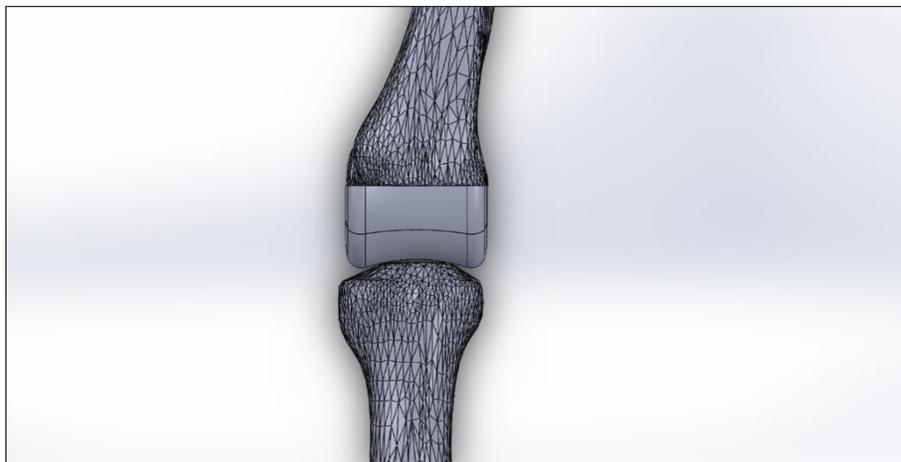


- Propuesta seis para las superficies articulares

Los dos modelos anteriores restringieron el movimiento de Aducción-Abducción debido a que la depresión generada era demasiado fuerte, es decir, el ángulo generado era muy agudo en la zona de intercepción de las dos semiesferas, por lo que el reemplazo de superficie para el hueso de la falange se ve muy ajustado en esta zona, impidiendo por tanto el giro en la dirección deseada. Para corregir este inconveniente se propuso suavizar esta región mediante la utilización de un arco mucho más amplio, cuyo radio corresponda al generado mediante una aproximación de la cabeza por medio del arco de un semicírculo determinado a partir de tres puntos del perfil de la falange vista desde el plano coronal (Figura 2-15), generando un sólido por revolución cuyo eje corresponde al del eje de la esfera calculada la propuesta uno para las superficies articulares, con lo que se asegura que la falange girará alrededor de un único eje.

El diseño de la propuesta para la superficie articular de la falange tiene forma de silla de montar, cuyo arco en el plano coronal es el mismo al generado para el reemplazo de superficie del hueso del metacarpo, permitiendo así el movimiento de aducción-Abducción. Con la finalidad de evitar la interferencia mecánica en el movimiento de Flexión-Extensión, el reemplazo de superficie para la falange cambia de curvatura en el plano de corte de la osteotomía del metacarpiano justo cuando esta se encuentra girada 90° respecto a la superficie de reemplazo del hueso del metacarpo.

**Figura 2-15:** Aproximación de la curvatura de la superficie articular del hueso de la falange mediante un semicírculo



Se realizaron algunos ajustes a los sólidos generados con la finalidad de imitar el perfil de corte de las osteotomías en el plano trasversal realizadas en los huesos del metacarpiano y la falange. La evaluación de las características del modelo generado con respecto de los requerimientos de ingeniería se resume en la siguiente tabla:

Tabla 2-7: Evaluación requerimientos de ingeniería de la propuesta seis para las superficies articulares

<i>Requerimiento de ingeniería</i>	<i>Cumple</i>
Distancia de las osteotomías	Si
Movimientos de Flexión-Extensión normales	Si
Movimientos de abducción-aducción normales	Si
Artroplastia de reemplazo de superficie	Si
Rotación en alrededor de un único eje en flexión-extensión	Si
Rotación en alrededor de un único eje en Aducción-Abducción	Si
Estabilidad articular	Si

### 2.3.2 Diseño de los vástagos

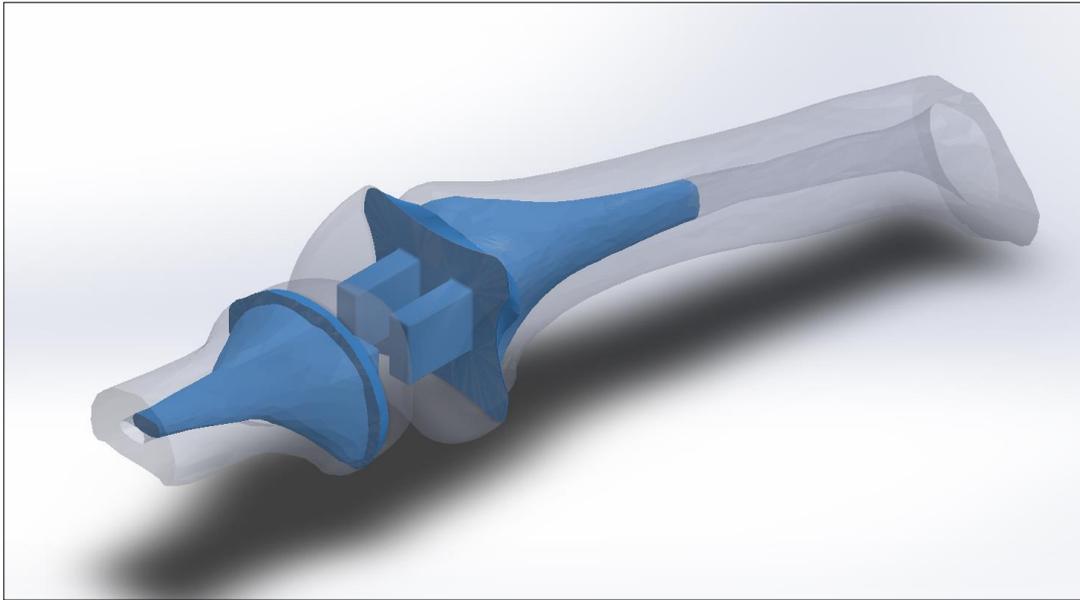
De forma similar a la metodología utilizada para el diseño de reemplazo de las superficies articulares, se propusieron dos modelos geométricos, la evaluación cinemática con detección de colisiones se realizó aplicando un momento al vástago ensamblado dentro de la cavidad intramedular del hueso correspondiente y verificando si efectivamente se producía algún tipo de giro. El primer modelo corresponde al del llenado de la cavidad intramedular de los correspondientes huesos con material, el segundo en cambio, corresponde al de una extrusión realizada a través de la trayectoria por el eje de la cavidad intramedular de cada hueso de dos perfiles que aproximan a los perfiles de las cavidades a la altura de la osteotomía y otro a las alturas de referencia dadas por los requerimientos de ingeniería.

- Propuesta uno para los vástagos

El primera propuesta corresponde al del llenado de las cavidades medulares de los huesos correspondientes, por lo que la geometría interna de esta queda extraída directamente del

modelo tridimensional, de la evaluación cinemática realizada se puede concluir que los fenómenos de rotación axial no se presentan debido al total ajuste de las piezas en las correspondientes cavidades, el fenómeno de pistoning de la articulación se presenta, no obstante, se espera que mediante la utilización de algún tipo de cemento óseo o recubrimiento y posterior Osteointegración desaparezca, la adaptación al canal intramedular de este vástago es completa debido a que este es el complemento de dicho canal (Figura 2-16). La siguiente Tabla 2-8 muestra la evaluación del modelo propuesto en función de los requerimientos de ingeniería, Dado que la longitud de llenado es libre se concluye que las longitudes de los vástagos cumplen con lo requerido.

**Figura 2-16:** Propuesta uno de diseño de los vástagos



**Tabla 2-8:** Evaluación requerimientos de ingeniería de la propuesta uno para los vástagos

<i>Requerimiento de ingeniería</i>	<i>Cumple</i>
Evitar fenómenos de rotación axial	Si
Evitar fenómenos de Pistoning	No <sup>2</sup>

<sup>2</sup> El requerimiento se ve satisfecho mediante la utilización de cemento óseo

<i>Requerimiento de ingeniería</i>	<i>Cumple</i>
Adaptación a la curvatura del canal medular	Si
Vástago del metacarpo a ½ de su longitud máximo	Si
Vástago de la falange a 1/3 de su longitud máximo	Si

- Propuesta dos para los vástagos

Se realizó una aproximación de los perfiles de las cavidades intramedulares para cada hueso mediante la utilización de figuras geométricas elípticas y circulares tanto en la altura de la osteotomía como en la altura coincidente con la longitud del respectivo vástago. Posteriormente, se realizó la extrusión entre estos dos perfiles a través de la trayectoria que aproxima el eje de dichas cavidades. La evaluación realizada al modelo sólido obtenido permitió evidenciar la ocurrencia de los fenómenos de giro y pistoning, la fijación de estos vástagos al correspondiente hueso es realizada mediante la utilización de cementos óseos, los cuales a largo tiempo pueden prevenir este tipo de movimientos no deseados.

Tabla 2-9: Evaluación requerimientos de ingeniería de la propuesta dos para los vástagos

<i>Requerimiento de ingeniería</i>	<i>Cumple</i>
Evitar fenómenos de rotación axial	No
Evitar fenómenos de Pistoning	No
Adaptación a la curvatura del canal medular	Si
Vástago del metacarpo a ½ de su longitud máximo	Si
Vástago de la falange a 1/3 de su longitud máximo	Si

## 2.4 Determinación de la mejor opción de diseño

Para determinar cuál de las propuestas es el más adecuado, es decir que satisfaga los requerimientos de ingeniería, se realiza una evaluación de tipo numérico en la cual los requerimientos son organizados en la primera columna de una matriz y en las columnas

restantes se asigna una calificación por cada requerimiento de la siguiente manera basado en las tablas de resumen presentadas anteriormente:

- ✓ Si el requerimiento es cumplido se asigna un valor de uno (1).
- ✓ Si el requerimiento no es cumplido se asigna un valor de cero (0).
- ✓ Si el requerimiento no aplica se asigna un valor de cero (0).

Finalmente, se realiza una suma de los valores de cada columna y se selecciona el mayor valor de estos. El modelo seleccionado será aquel que pasa a la fase de validación biomecánica para el estudio de su correspondiente comportamiento, en caso de no presentar un adecuado comportamiento, se realizará una nueva etapa de generación de conceptos.

**Tabla 2-10:** Evaluación de los requerimientos de ingeniería del par cinemático

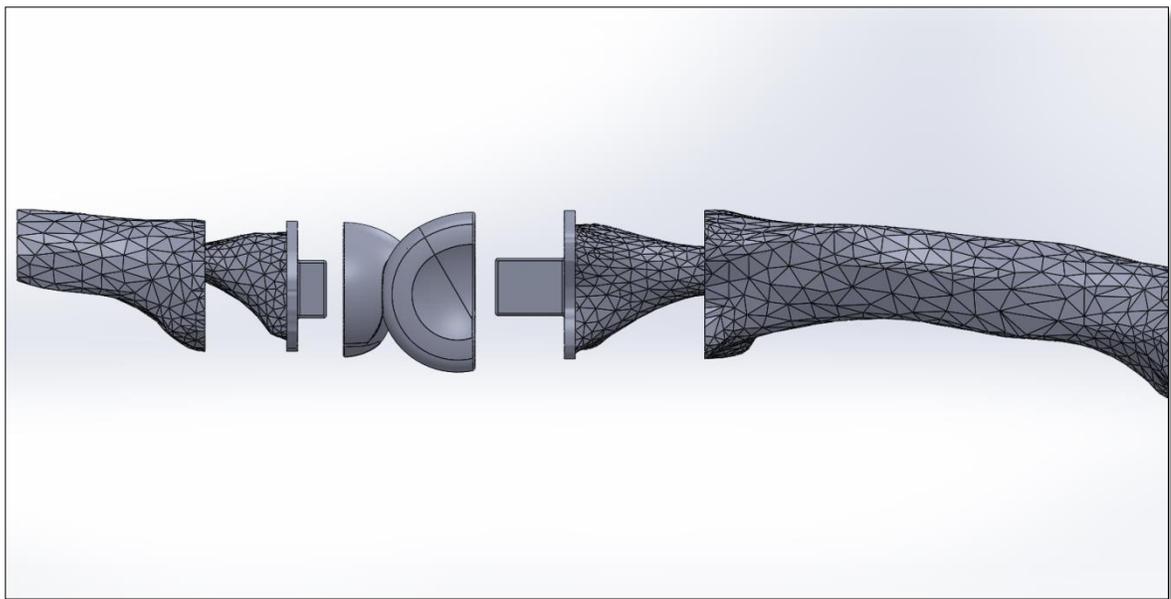
REQUERIMIENTOS DE INGENIERÍA	Par cinemático					
	Propuesta1	Propuesta2	Propuesta3	Propuesta4	Propuesta5	Propuesta6
Distancia de las osteotomías	1	1	1	1	1	1
Movimientos de Flexión-Extensión normales	0	0	0	0	0	1
Movimientos de abducción-aducción normales	0	0	0	0	0	1
Artroplastía de reemplazo de superficie	1	1	1	1	1	1
Rotación en alrededor de un único eje en flexión-extensión	0	1	0	1	1	1
Rotación en alrededor de un único eje en Aducción-Abducción	0	1	1	0	0	1
Estabilidad articular	0	0	0	0	0	1
<b>TOTAL</b>	<b>2</b>	<b>4</b>	<b>3</b>	<b>3</b>	<b>3</b>	<b>7</b>

**Tabla 2-11:** Evaluación de los requerimientos de ingeniería de los vástagos

REQUERIMIENTOS DE INGENIERÍA	Vástagos	
	Propuesta1	Propuesta2
Evitar fenómenos de rotación axial	1	0
Evitar fenómenos de Pistoning	0	0
Adaptación a la curvatura del canal medular	1	1
Vástago del metacarpo a 1/2 de su longitud máximo	1	1
Vástago de la falange a 1/3 de su longitud máximo	1	1
<b>TOTAL</b>	<b>4</b>	<b>3</b>

Se observa que la mejor combinación es la Propuesta seis para las superficies articulares y Propuesta uno para los vástagos, por lo que esta combinación es la que pasó a la etapa de validación biomecánica mediante el método de los elementos finitos.

**Figura 2-17:** Esquema implante para AMF



## 2.5 Validación biomecánica del implante

La utilización de herramientas computacionales ha revolucionado la práctica de la ingeniería, hace relativamente poco tiempo la etapa de diseño y validación se realizaba por medio de dibujos, cálculos hechos a mano y mediante la construcción de diferentes tipos de prototipos funcionales, no obstante, con la reciente introducción del diseño asistido por computador (CAD de sus siglas en inglés) y la posterior aparición de la ingeniería asistida por computador (CAE de sus siglas en inglés) los métodos de diseño y fabricación han sido reemplazados con métodos computacionales [39].

Adicionalmente, gracias a los avances en la potencia de cálculo de los computadores, los métodos de CAD, CAE han permitido resolver problemas cada vez más complejos o incluso imposibles de resolver mediante métodos analíticos, si adicionalmente se tiene en cuenta la complejidad de los efectos de no linealidad y efectos dinámicos en los problemas, las soluciones a estos es prácticamente inalcanzables mediante los métodos clásicos [40].

Debido a la complejidad del modelo geométrico que se desea evaluar, se optó por realizar la etapa del estudio de la estabilidad primaria del implante utilizando herramientas CAE, específicamente, se utilizó el software de análisis por medio de elementos finitos ANSYS versión 14,0, la presente sección presenta el desarrollo realizado para la validación del modelo del implante obtenido en la sección anterior.

### 2.5.1 El método de los elementos finitos

El método de los elementos finitos es un método de aproximación de la solución de las ecuaciones asociadas a un sistema físico. Este se basa en la idea de dividir un modelo geométrico complejo en pequeñas piezas fáciles de manejar, estas piezas son llamadas “elementos” y los vértices de estas son denominados “nodos”, para cada elemento entonces, se describe el comportamiento de las cantidades físicas que se desea evaluar, debido a que el problema es mecánico, las ecuaciones elementales relacionan los desplazamientos del sistema con las fuerzas exteriores conocidas mediante una matriz denominada matriz elemental  $[k_e]$ . Dado que a descripción de la cantidad física de interés se encuentra descrita para cada elemento, la colección completa de ecuaciones elementales es acoplada en un único sistema, el cual forma un sistema aproximado de las ecuaciones del modelo entero [39] mediante la siguiente expresión:

$$[K]\{d\} = \{f\} \quad (2-1)$$

Para la cual  $[K]$  es la matriz global de rigidez,  $\{d\}$  es el vector global de desplazamientos y  $\{f\}$  es el vector global de fuerzas aplicado sobre la estructura, este describe de forma aproximada el comportamiento mecánico de la estructura.

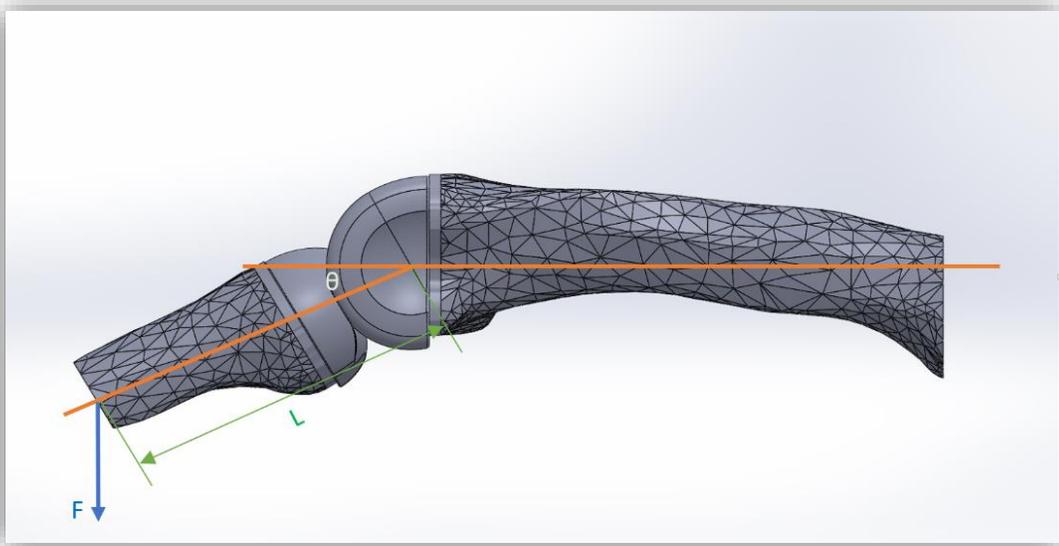
Actualmente debido a su gran flexibilidad este método es aplicado en una gran variedad de problemas de ingeniería tales como aeroespaciales, de defensa, energía, biomecánica, etc..., estos van desde el análisis de esfuerzos en las elementos de una estructura o una máquina compleja a repuestas transitorias, análisis modales y dinámicos de una amplia gama de problemas bajo diferentes tipos de carga.

### 2.5.2 Determinación del modelo físico

Esta sección define el tipo de problema que se desea resolver lo cual permite determinar las variables que se desean hallar y el conjunto de variables conocidas que permitirán dar solución al problema. Para ello se supuso que la articulación giró un ángulo de  $\theta$  grados con respecto al eje de giro en movimiento de flexión-extensión debido a la acción de una fuerza de dirección vertical  $F$ , al cual se opone un momento de magnitud  $M$ , como se muestra en la Figura 2-18, un balance de momentos sobre el eje de giro está dado por la expresión:

$$M = F \cdot L \cdot \cos \theta \quad (2-2)$$

**Figura 2-18:** Diagrama de fuerza de la articulación metacarpo-falángica



Suponiendo la resistencia al giro de la articulación es debida a un resorte torsional ubicado en el eje de giro en movimiento de flexión-extensión de constante  $k_T$ , entonces el momento en este está dado por la relación:

$$k_T \cdot \theta = M \quad (2-3)$$

Por lo que a partir de las anteriores relaciones se obtiene que:

$$F = \frac{k_T \cdot \theta}{L \cdot \cos \theta} \quad (2-4)$$

Lo cual demuestra que el movimiento de flexión-extensión es no lineal en  $\theta$ , análogamente, si se aplica la misma metodología en el plano coronal, se puede demostrar que el movimiento de abducción-aducción también es no lineal.

Finalmente considerando un desplazamiento angular  $\theta$  pequeño, entonces  $\theta \rightarrow 0$  y  $\cos \theta \rightarrow 1$ , por lo que la relación anterior se convierte en:

$$F = \frac{k_T \cdot \theta}{L} \quad (2-5)$$

La cual es lineal en  $\theta$ , demostrando así que si se desea modelar el rango completo de movimiento es necesario un modelo no lineal, en caso contrario, esto es, un rango de movimiento infinitesimal, entonces bastará con un modelo lineal tradicional.

### 2.5.3 Propiedades físicas del modelo

Las propiedades físicas del modelo corresponden a las propiedades mecánicas de los materiales con los que se fabricará el implante, así como las propiedades mecánicas del tejido óseo que compone la AMF. En el capítulo de estado del arte del presente documento y mediante consulta con el cirujano especialista, permitieron determinar que los vástagos de los implantes debería ser fabricados en una aleación de Titanio, esto debido a su alta estabilidad química, excelentes propiedades de biocompatibilidad y buenas propiedades mecánicas, las cuales brindan la rigidez idónea para estas dos piezas del implante.

En lo referente a las cabezas del implante, se seleccionó la zirconia policristalina tetragonal -TZP dado que posee un coeficiente de fricción de 0.028 a 0.082 [41], elevada resistencia al desgaste en interfaces por lo que se reduce la pérdida de material por este fenómeno, además de poder ser manufacturada en un amplio rango de tamaños, factores que la hacen ideal para el reemplazo de las superficies articulares metacarpo-falángicas [11].

Considerando primero que el tejido óseo posee propiedades mecánicas diferentes según la función que desempeñe, por ejemplo, el tejido óseo compacto que compone los huesos del radio y del cubito son más rígidos frente a cargas de tensión frente al tejido óseo

compacto que componen los huesos de la tibia y el fémur, no obstante, estos últimos son más resistentes a cargas de compresión que los huesos de cúbito y radio [42] a pesar de tratarse del mismo tejido.

Ensayos mecánicos realizados sobre tejido óseo compacto han permitido demostrar que este exhibe propiedades mecánicas diferentes, sin embargo, las propiedades mecánicas demostraron ser muy cercanas en dos direcciones ortogonales y notablemente distinta en la tercera ortogonal a las dos primeras, esto al parecer debido a la estructura interna de dicho tejido, esta clase de materiales son denominados materiales transversalmente isotrópicos, los cuales para necesitan de únicamente cinco constantes elásticas independientes para su caracterización.

Debido a la falta de estudios enfocados en la caracterización mecánica del tejido óseo compacto que componen los huesos de la articulación metacarpo-falángica, se seleccionan las propiedades mecánicas del tejido óseo compacto de la articulación de la cadera, esto debido a la abundancia de estudios de caracterización mecánica de esta articulación, los valores reportados por Ojeda [43] son respectivamente:

**Tabla 2-12:** Propiedades mecánicas tejido óseo compacto [43]

Dirección y tipo de carga	Módulo de Elasticidad [MPa]
Longitudinal, Tensión	17000
Longitudinal, Compresión	17000
Longitudinal, Cortante	3000
Trasversal, Tensión	11500
Trasversal, Compresión	11500

La anterior tabla presenta dos módulos de elasticidad, uno en dirección longitudinal y un segundo en dirección transversal, un módulo de cortante, para un total de tres constantes elásticas, sin embargo, debido a la necesidad de tener cinco constantes elásticas para la caracterización de un material transversalmente isótropo, en particular los dos coeficientes de poisson en las direcciones transversal y longitudinal, se asumió que estos son iguales y de valor 0,29 según lo reportado por Bueno [44], obteniendo así el conjunto de las cinco constantes necesarias para caracterizar el material.

Finalmente, la caracterización de los materiales seleccionados para los vástagos y las cabezas del implante se realizó utilizando el modelo isótropo lineal, el cual queda completamente determinado por medio de la definición de dos constantes elásticas, las cuales usualmente corresponden al módulo de elasticidad y el coeficiente de poisson, la Tabla 2-13 presenta los valores de dichas constantes elásticas para los materiales seleccionados.

**Tabla 2-13:** Propiedades mecánicas de los materiales modelados [46]

Material	<i>Propiedad Mecánica</i>	
	Módulo de elasticidad <b>E</b> [MPa]	Coefficiente de Poisson <b>v</b>
Aleación de Titanio (Ti6Al4V)	96000	0,36
Zirconia TZP	204000	0,31

## 2.6 Aplicación de cargas y restricciones

La aplicación de cargas fue realizada teniendo en cuenta el tipo de movimiento que se desea estudiar. Dado que la articulación metacarpo-falángica permite dos movimientos básicos (flexión-extensión y aducción-abducción) [4, 5], la aplicación de cargas y restricciones es realizada de manera separada con la finalidad de evaluar el comportamiento mecánico de dichos movimientos. Adicionalmente, teniendo en cuenta que durante la primera etapa postoperatoria se realizan movimientos terapéuticos de tipo pasivo de flexión-extensión y aducción-abducción, únicamente se estudiarán los giros correspondientes a dichos movimientos, esto para estudiar los esfuerzos generados durante la ejecución de estos y así determinar los micromovimientos, responsables de la estabilidad primaria del implante diseñado durante esta fase postoperatoria.

### 2.6.1 Restricciones Cinemáticas

Debido a que el presente modelo se realizó suponiendo que este se comporta como un cuerpo rígido de cadena abierta entre el segmento del metacarpo y falange proximal, entonces las superficies de reemplazo articular con el correspondiente conjunto de

ligamentos constituyen las restricciones cinemáticas entre los correspondientes segmentos constitutivos [45].

Teniendo en cuenta que durante el periodo post-operatorio de reemplazo de cabezas articulares se realizan terapias de movimiento pasivo el periodo de tiempo que el cirujano ortopeda considere necesario para obtener una adecuada fijación del correspondiente tejido óseo y el implante, el modelo de elementos finitos no tendrá en cuenta la acción muscular del paciente, es decir se simulará únicamente el movimiento correspondiente al de una acción completamente externa mediante los giros generados a través de dichas acciones en los correspondiente planos de movimiento, obteniendo de esta forma los movimientos de flexión-extensión y abducción-aducción pasivos correspondientes.

Así, el modelo de reemplazo de articulación metacarpo-falángica, tuvo en cuenta únicamente las restricciones generadas por los ligamentos colaterales radial y cubital en el plano sagital y de la placa volar ubicado en la palma de la mano en el plano coronal. Para ello los ligamentos colaterales fueron representados a través de una línea recta, cuyos extremos representan las inserciones en los huesos, adicionalmente, no se consideró las interacciones entre los huesos y los ligamentos [45] y un comportamiento elástico lineal de estos ligamentos, siendo capaz de representar dichos ligamentos por medio de resortes.

Sancho et al [45], modelaron el comportamiento no lineal de los ligamentos colaterales a través de la siguiente expresión:

$$F_{Lig} = K \cdot (L_{Lig} - L_{Lig,0})^2 \quad (2-6) [45]$$

En donde:

$L_{Lig,0}$  Longitud no tensionada del ligamento

$L_{Lig}$  Longitud del ligamento en t

$K$  Constante característica del ligamento  $450 \text{ N/cm}^2$

Debido que los ligamentos colaterales son de forma triangular y se encuentran constituidos por dos haces, cuyo vértice se extiende desde las caras laterales y mediales de las cabezas de los metacarpianos a las caras laterales y mediales respectivamente de las

falanges y los flancos de la placa palmar los cuales conforman la base [46] según se puede apreciar en la Figura 1-1, entonces los vértices que limitan dicho triángulo fueron representados por medio de los resortes antes mencionados.

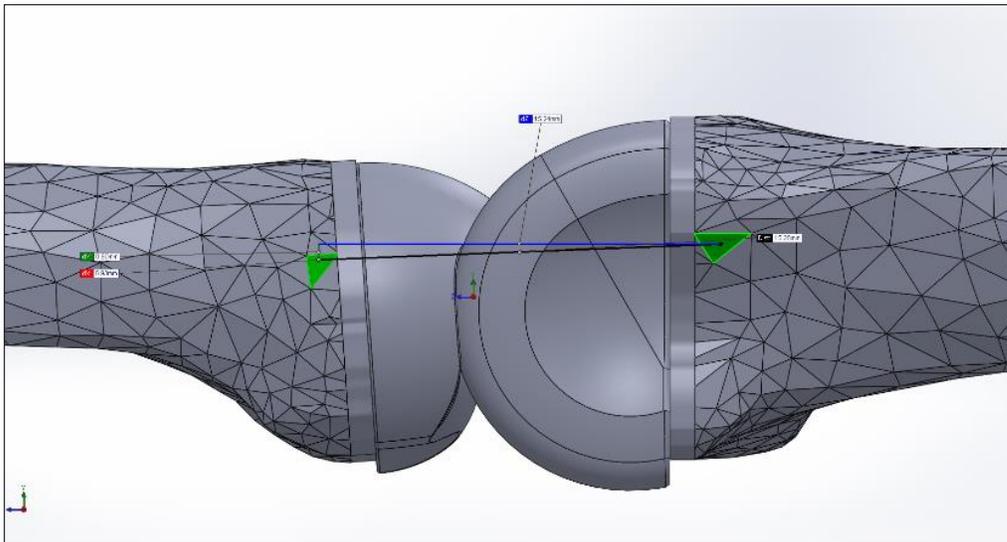
Con la finalidad de determinar la respectiva constante elástica de cada resorte, se midió por medio del software la longitud de los ligamentos colaterales en posición extendida y flexionada a 90°, posteriormente estos valores fueron introducidos en la expresión ( 2-6 ) y se realizó una aproximación lineal de la expresión. La Figura 2-19 y Figura 2-20 muestran la representación lineal del segmento superior del ligamento colateral en las posiciones antes mencionadas, para el cual las medidas realizadas fueron:

- ✓ Medida inicial de los ligamentos colaterales: 15,28mm
- ✓ Medida final de los ligamentos en flexión: 15,70mm

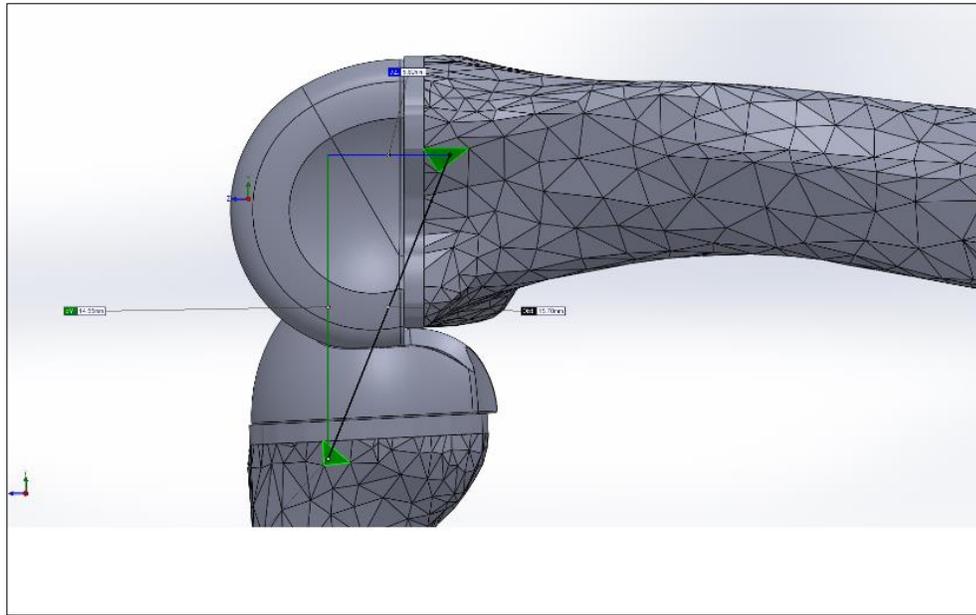
La longitud del segmento superior del ligamento colateral en posición de relajación corresponde con el reportado por Wolfe et al [5], una vez realizada la correspondiente linealización, se obtiene que la constante elástica para el resorte que representó dicha porción del ligamento colateral es de:

$$K = 1,89 N/mm \quad ( 2-7 )$$

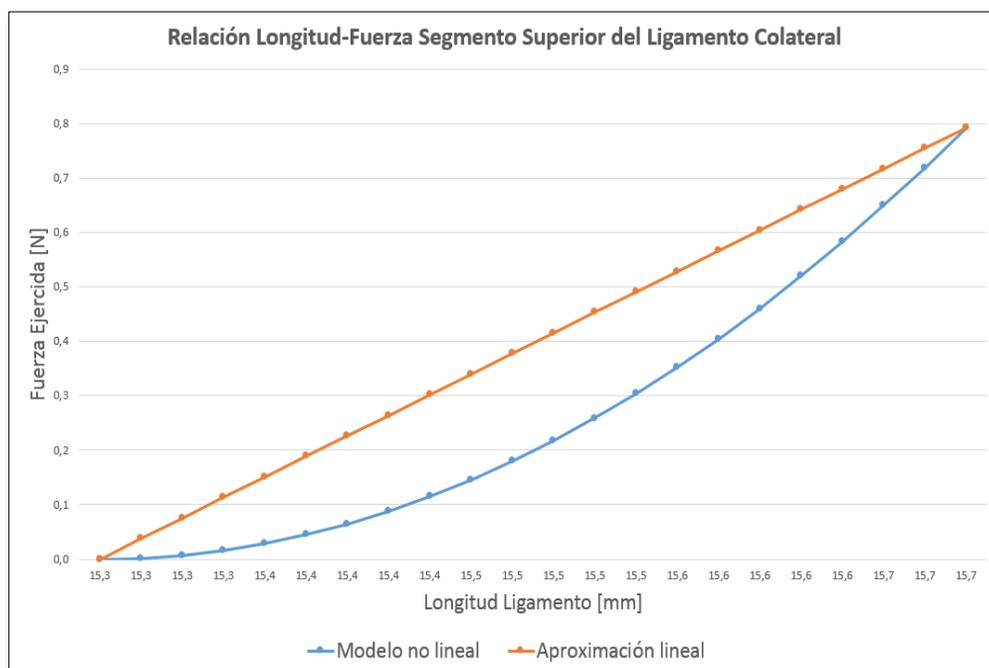
**Figura 2-19:** Representación lineal del segmento superior del ligamento colateral relajado



**Figura 2-20:** Representación lineal del segmento superior del ligamento colateral a flexión a 90°

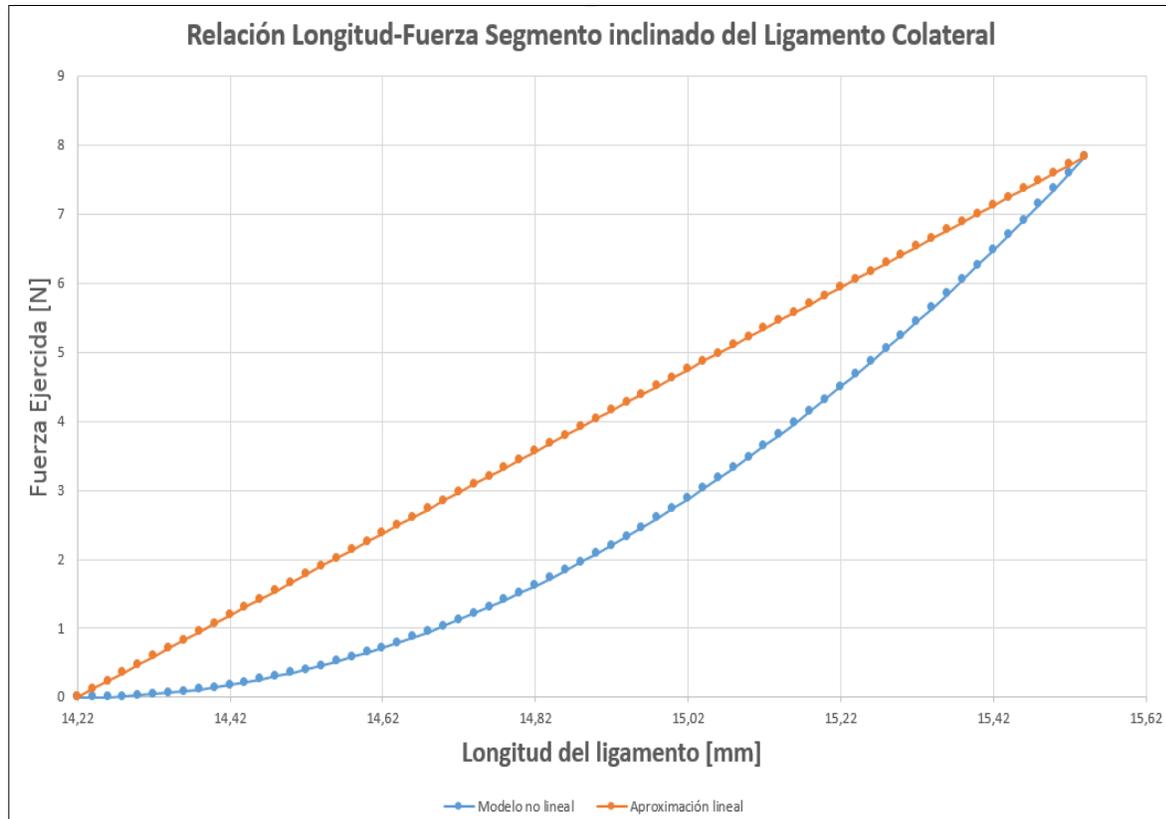


**Figura 2-21:** Relación Longitud-Fuerza Segmento Superior del Ligamento Colateral



De manera análoga se procedió a calcular la constante elástica para el segmento inclinado del ligamento colateral, teniendo como límites la longitud de este segmento de ligamento durante la posición extendida y la posición en flexión a 90°.

**Figura 2-22:** Relación Longitud-Fuerza Segmento inclinado del Ligamento Colateral



Del cual se obtiene que la constante elástica para el segmento inclinado del ligamento colateral es:

$$K = 5,94 \text{ N/mm} \quad (2-8)$$

Adicionalmente, la placa volar o ligamento volar, es una estructura fibrosa entrecruzada que posee la capacidad de colapsar totalmente cuando la articulación se encuentra totalmente flexionada y encargada de limitar la hiperextensión de la articulación, por lo que

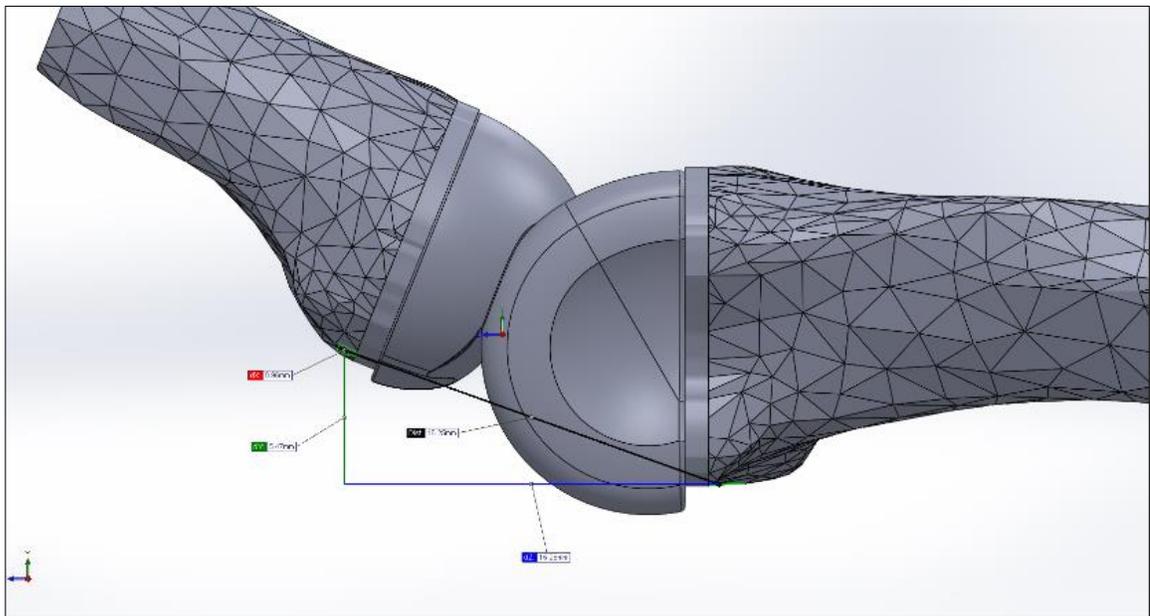
sirve de refuerzo a la articulación dando estabilidad [5]. Dicha placa también fue representada por medio de una línea recta a través de la cual se encuentra un resorte.

Teniendo en cuenta lo anterior y que el ángulo de extensión máximo varía de una persona a otra, siendo un ángulo promedio de  $40^\circ$ , se realizó la metodología anterior para determinar el valor de la constante elástica para el resorte que representa la placa volar. La Figura 2-23 muestra la longitud final de la línea que representa la placa volar cuando esta se encuentra en posición de extensión.

Una vez realizada la correspondiente linealización de la relación ( 2-6 ) aplicada al ligamento volar, se obtiene que la constante elástica del resorte que lo representa es:

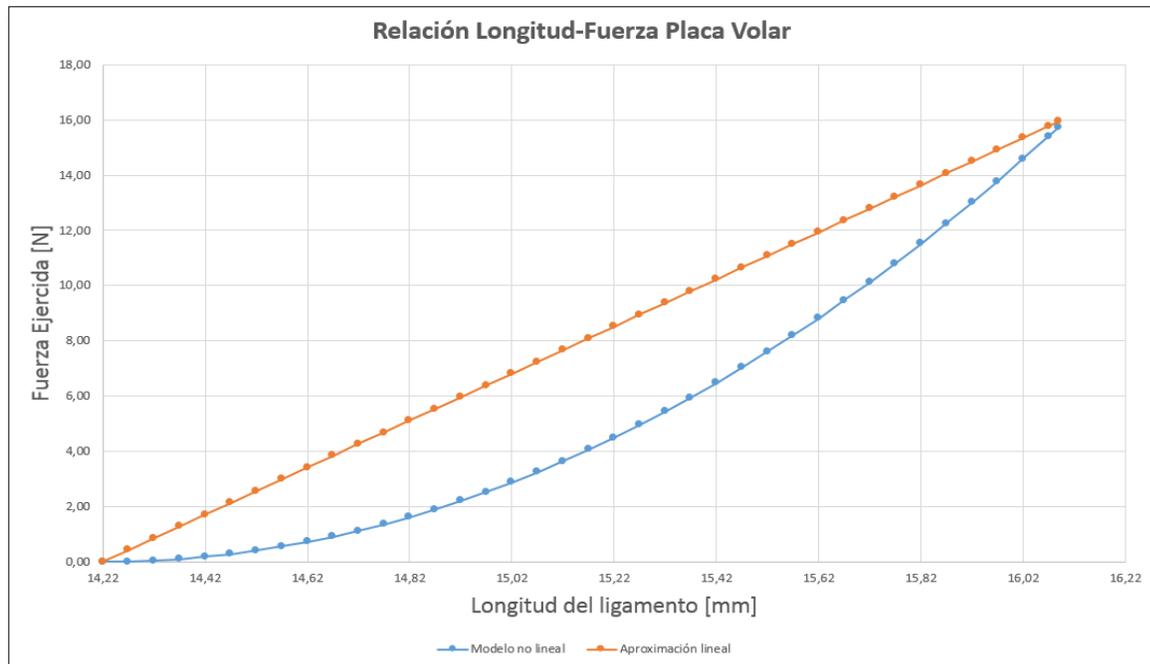
$$K = 8,53 \text{ N/mm} \quad (2-9)$$

**Figura 2-23:** Representación lineal de la placa volar en extensión a  $40^\circ$



Finalmente, teniendo en cuenta que la placa volar abarca toda la región palmar de la articulación metacarpo falángica, fue necesario modelarla a través de dos resortes uno cuya influencia se encuentre desde la región Ulnar y radial hasta el punto medio entre del ancho de la articulación.

Figura 2-24: Relación Longitud-Fuerza placa volar



La Figura 2-25 muestra el modelo geométrico del implante incluyendo los modelos idealizados mediante resortes de los ligamentos colaterales y placa volar, las cuales restringen cinemáticamente el modelo.

- Inserciones de los ligamentos y placa volar

La representación computacional de la inserción de los ligamentos colaterales fue realizada teniendo en cuenta la ubicación de estos en la AMF, la Figura 1-1 muestra un bosquejo de la posición de los ligamentos colaterales, colaterales secundarios y la placa volar en el plano sagital en una articulación sana.

Como se mencionó con anterioridad los ligamentos y placa volar fueron representados mediante resortes de extensión y cuyas constantes elásticas fueron determinadas en el apartado anterior, los extremos de estos fueron ubicados en los lugares de las inserciones anatómicas de una AMF y sus campos de acción fueron las correspondientes a las áreas en las cuales se encuentran dichas inserciones.

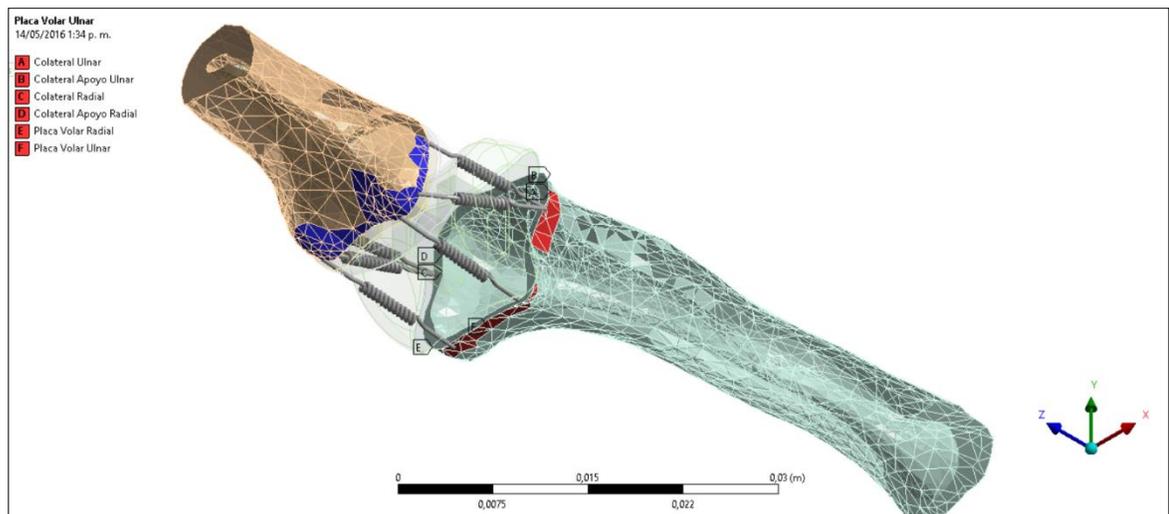
Debido a que lateralmente se encuentran dos ligamentos a saber: el ligamento colateral y colateral secundario, se realizó las correspondientes inserciones de forma que surjan

desde la depresión de la zona subcapital de la cabeza del metacarpiano dorsal hasta la falange proximal dorsal y desde ligamento colateral en la cabeza del metacarpo y fueron adheridos a la falange proximal y a la placa volar formando una especie de abanico [5, 6].

Para el caso de la placa volar, con la finalidad de facilitar la visualización y cálculo esta fue representada por medio de dos resortes cuya constante de elasticidad corresponda a la determinada en el apartado anterior y su campo de acción corresponda a una mitad del área de inserción de la placa volar.

La Figura 2-25 muestra la representación de las inserciones de los ligamentos colaterales y placa volar resaltadas en color rojo y azul en el modelo geométrico.

**Figura 2-25:** Modelo geométrico del implante de AMF incluyendo los ligamentos colaterales, placa volar y sus respectivas inserciones



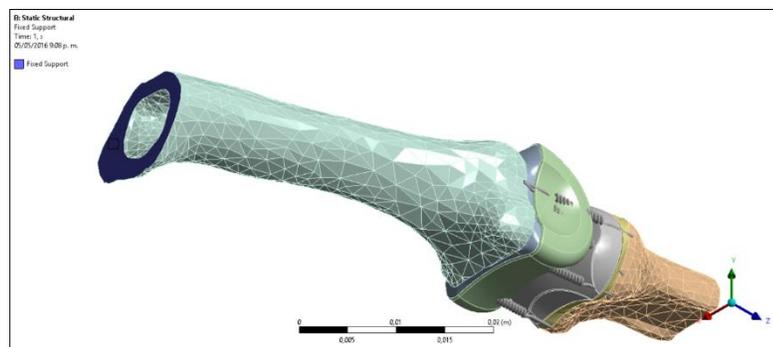
## 2.6.2 Restricciones estáticas

Las restricciones estáticas hacen referencia a las condiciones de frontera que limitan el movimiento del modelo en ciertos grados de libertad durante la aplicación del estímulo físico correspondiente. Para el presente caso de estudio, y teniendo en cuenta que el segmento modelado se encuentra unido a una estructura anatómica mayor que lo sostiene, se realizó una única restricción al desplazamiento y giro en los ejes x, y, z en la sección transversal del metacarpo a partir de la cual se realizó el estudio.

Dicha restricción es de tipo soporte fijo, la cual limita los seis grados de libertad en los cuales se puede presentar algún desplazamiento o giro en cada una de las direcciones de los ejes coordenados: desplazamiento en los ejes x, y, z:  $u_x$ ,  $u_y$ ,  $u_z$ , y giros en los ejes x, y, z:  $\theta_x$ ,  $\theta_y$ ,  $\theta_z$ .

La Figura 2-26, muestra resaltado en color azul la restricción definida sobre la sección transversal del hueso metacarpiano a partir de la cual fue realizado el modelo.

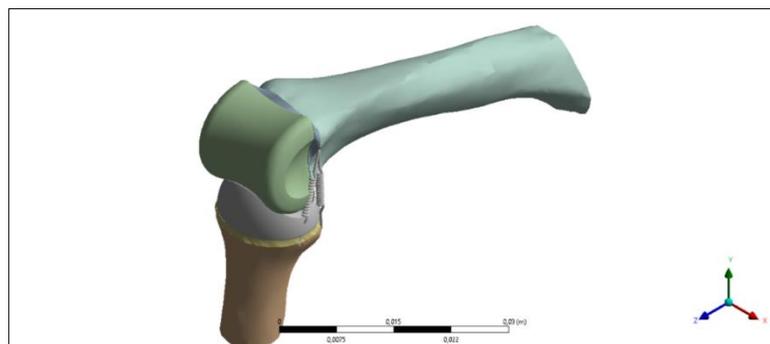
**Figura 2-26:** Restricción estática del modelo

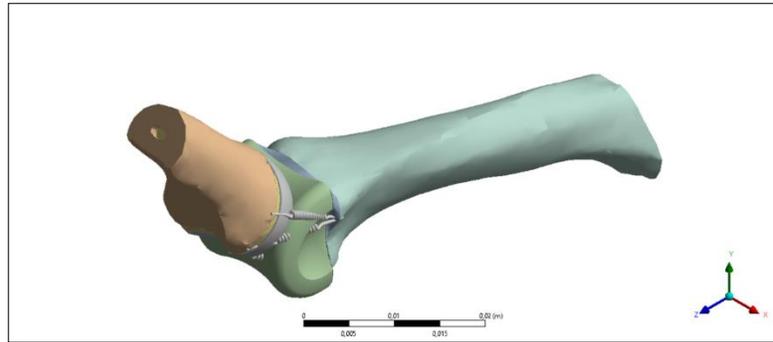


### 2.6.3 Aplicación de estímulos mecánicos

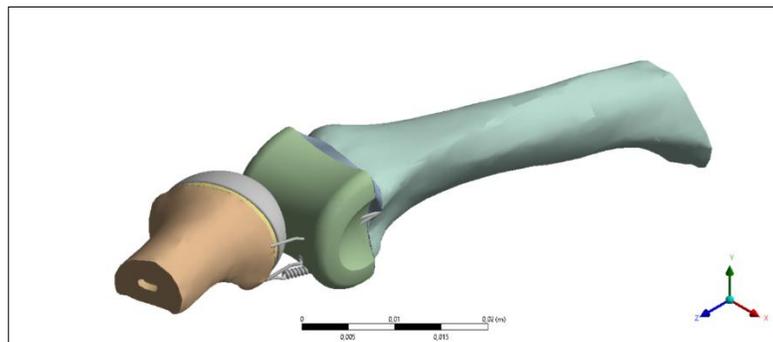
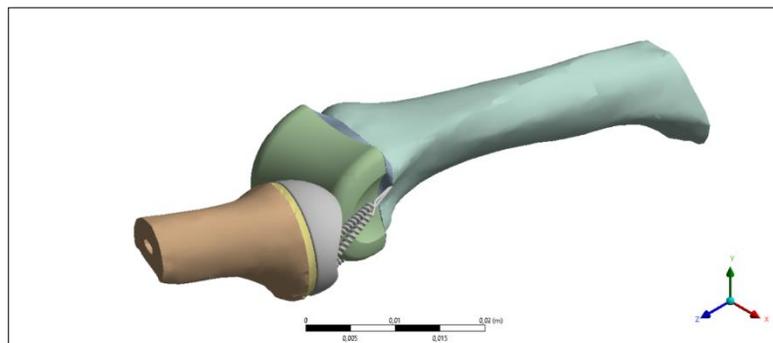
Como se mencionó con anterioridad, dado que desea simular las condiciones mecánicas durante la ejecución de movimientos pasivos en la AMF, se aplicaron dos giros independientes en el eje de simetría de la articulación, uno a  $90^\circ$  el cual representa un movimiento de Flexión (Figura 2-27) y uno de  $-40^\circ$  que representa de extensión (Figura 2-29).

**Figura 2-27:** Movimiento de Flexión a  $90^\circ$



**Figura 2-28:** Movimiento de Extensión a 40°

De manera similar se aplicó un giro en el plano coronal en un intervalo de 20° el cual representa el movimiento de aducción (Figura 2-29), y un giro de -20° el cual representa el movimiento de Abducción (Figura 2-30).

**Figura 2-29:** Movimiento de Aducción a 20°**Figura 2-30:** Movimiento de Abducción a 20°

Realizada la correspondiente simulación de los dos principales movimientos pasivos en la articulación metacarpo-falángica, el estudio se enfocó en los desplazamientos relativos entre las superficies de la interfaz del tejido óseo y los vástagos de los implantes, los cuales según [42, 47, 48] determinan la estabilidad primaria del implante, responsable del acoplamiento mecánico entre la superficie del implante y el tejido óseo circundante.

## **3.Resultados**

### **3.1 Estabilidad de los vástagos del implante**

Debido a que el diseño de los vástagos fue personalizado a las condiciones anatómicas propias del paciente, la fijación de este únicamente será realizada por medio del crecimiento de tejido óseo dentro de la superficie del vástago del implante a largo plazo, esto es, el vástago es no cementado.

Para lograr este objetivo, las condiciones mecánicas en la interfaz implante – hueso deben ser tales que la presencia del vástago sujeto a esfuerzos no cause perjuicios significativos en las propiedades biológicas y mecánicas del receptor [42, 49], permitiendo de esta manera el crecimiento de nuevo tejido óseo.

De manera general, para lograr la estabilidad del vástago, se debe aprovechar la capacidad portante por fricción del hueso huésped, lo cual se puede obtener de dos formas, primero mediante el diseño geométrico del vástago como tal y segundo, por medio de la interferencia que el médico cirujano sea capaz de lograr durante la implantación del mismo, garantizando de esta manera la estabilidad inicial del implante y la estimulación mecánica adecuada que permita el crecimiento del hueso en la superficie del implante, permitiendo así la conexión mecánica a largo plazo [42].

Dicha conexión mecánica se denomina en el campo de la implantología médica como Osteointegración, término acuñado en la década de los 60 por Branemark con la finalidad de explicar la tolerancia y anclaje de dispositivos de titanio ubicados en el hueso de la mandíbula [50].

Adicionalmente, la superficie del implante juega un rol importante en el proceso de Osteointegración debido a que esta modifica la actividad molecular y celular de la interface del tejido óseo anfitrión, por lo que una alta rugosidad permite una mejor adhesión celular y molecular, causando por tanto una mejor formación de tejido óseo alrededor del implante, en contraste, superficies con baja rugosidad no ofrecen suficiente adhesión celular y

molecular y las fuerzas de contracción ejercidas por la migración celular y molecular pueden despegar los tejidos recientemente formados en la superficie [50].

### **3.1.1 Estabilidad Primaria**

Se denomina estabilidad primaria o estabilidad mecánica al mayor o menor grado de micromovimiento presentado en la interfaz hueso-implante debido a la carga de unión fisiológica que ocurre inmediatamente después de la intervención quirúrgica y antes de que suceda algún otro proceso biológico [49].

La estabilidad primaria brinda la base para dar paso a la estabilidad secundaria o biológica, durante la cual se presentan los fenómenos biológicos que permiten el crecimiento de tejido óseo sobre la superficie del implante logrando así el anclaje necesario para la estabilidad definitiva del implante.

La estabilidad primaria depende de tres factores: geometría del implante en la interfaz hueso-implante, la técnica de fijación del implante utilizada y la aplicación de los estímulos mecánicos adecuados.

Referente a los estímulos mecánicos, es muy importante que en los días inmediatamente posteriores a la implantación de la prótesis no se realicen movimientos importantes [42], razón por la cual y como se mencionó con anterioridad, se recomiendan terapias de recuperación mediante la aplicación de movimientos pasivos a flexión durante la primera etapa de recuperación y posteriormente movimientos combinados de flexión-extensión, lo cual genera la carga de unión fisiológica necesaria para obtener la estabilidad primaria del implante, de hecho la no aplicación de un estímulo mecánico produce la reducción del tejido óseo por medio de la transferencia de calcio desde el hueso hacia la sangre, fenómeno conocido como reabsorción ósea [43].

En la actualidad, se realizan numerosas investigaciones orientadas a determinar los parámetros de diseño, técnicas de implantación y terapias postquirúrgicas que permitan una rápida recuperación de la función de la estructura intervenida, siendo el estudio de la aplicación de estímulos mecánicos adecuado primordial en el entendimiento del proceso de Osteointegración, por lo que es de especial interés el estudio de las respuestas a los estímulos mecánicos en el presente trabajo.

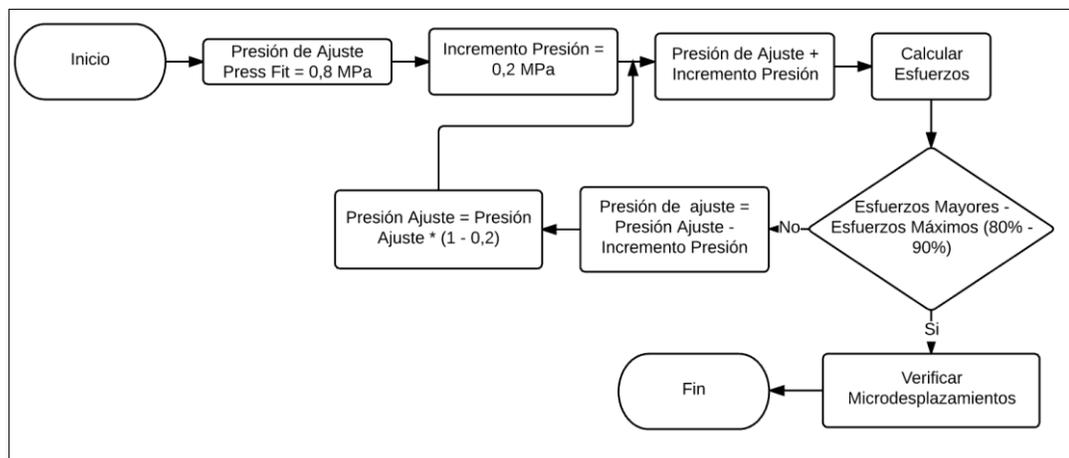
En lo que se refiere a la técnica de fijación, esta es realizada mediante la fricción lograda en la interfaz después de que el vástago sea unido al tejido óseo, ajuste conocido como press fit, por lo que se realizaron los cálculos de presión necesarios para obtener valores de micromovimientos que se encuentren en los intervalos que permitan la estabilidad primaria.

### 3.1.2 Ajuste de implantación

Con la finalidad de obtener el valor numérico necesario para el ajuste Press Fit de los vástagos, se implementó una metodología iterativa, la cual consiste en asignar un valor de presión de ajuste de 0,8 MPa para los vástagos y un incremento de presión en 0,2 MPa, se realizó el primer incremento de presión ajustando por tanto la presión Press Fit inicial en 1,0 MPa y se procedió a calcular los esfuerzos generados por dichas presiones en el tejido según fuera el caso y se procedió a verificar que estos se encontraran entre el 80% y 90% de la resistencia a tensión o compresión en las direcciones de estudio, en caso de encontrarse por debajo de dicho intervalo, se realizó un incremento en la presión según lo previamente definido, y se realizaron nuevamente los cálculos respectivos.

En caso de exceder el 90% de la resistencia del tejido, se ajustó la presión de ajuste a 80% de su valor inicial, y se realizan los cálculos nuevamente, en caso de ser excedido el porcentaje nuevamente, se realizó un nuevo ajuste de la magnitud del incremento de presión al porcentaje arriba descrito realizando por tanto una aproximación exponencial negativa hacia el intervalo objetivo.

**Figura 3-1:** Diagrama de Flujo del algoritmo para determinar el ajuste de Press Fit



## 3.2 Resultados

El estímulo mecánico aplicado al modelo geométrico de la AMF, para la simulación del movimiento pasivo de flexión consistió en la aplicación de un giro de 90° en el sentido de dicho movimiento, así como la aplicación de las correspondientes restricciones de frontera emulando de esta manera movimiento según se detalló en la sección 2.6.

Realizado el correspondiente procesamiento del modelo geométrico, se determinaron las respuestas mecánicas del tejido óseo que compone la articulación metacarpo-falángica y se compararon con los valores de las resistencias máximas en dirección x, y e z (Tabla 3-1), adicionalmente, se verificó que los micromovimientos en la dirección normal y tangencial a la superficie de la interfaz en el tejido óseo (Penetración y deslizamiento) no superen los valores máximos que permitan una adecuada estabilidad primaria.

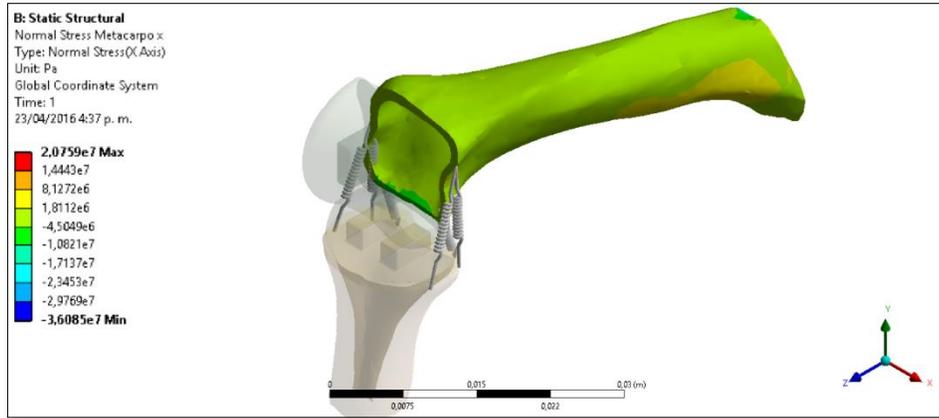
Con la finalidad de simplificar el análisis de los resultados de las simulaciones, a continuación se presentan las distribuciones de los esfuerzos en cada una de las direcciones estudiadas para los tejidos óseos de la falange y metacarpo (Figura 3-2 y Figura 3-49).

**Tabla 3-1:** Valores de los esfuerzos Máximos tejido óseo compacto

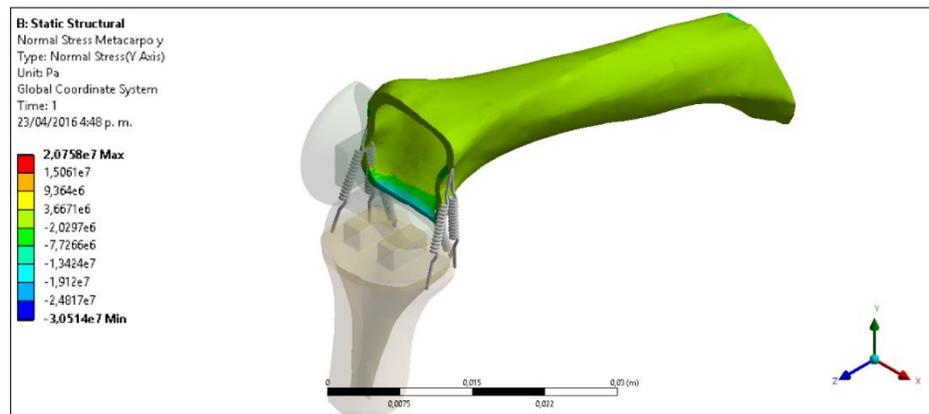
Dirección	Esfuerzo	Resistencia [MPa]
Longitudinal	Tensión	133
	Compresión	193
	Cortante	68
Transversal	Tensión	51
	Compresión	33

### 3.2.1 Movimiento de Flexión

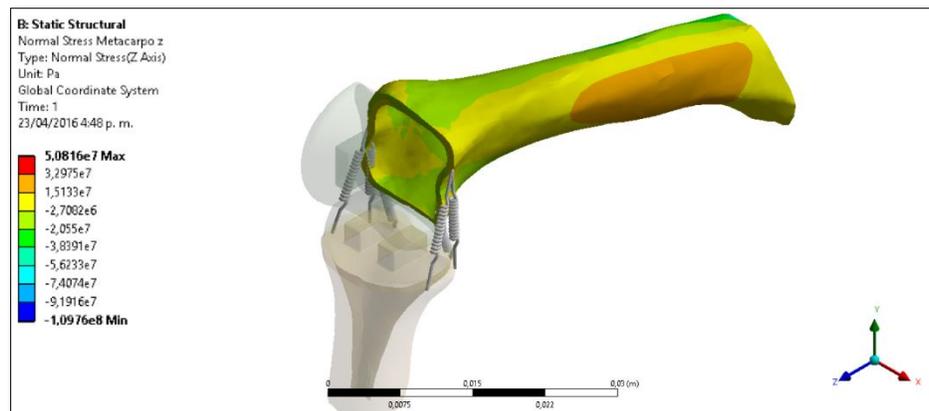
**Figura 3-2:** Movimiento de Flexión a 90° Esfuerzo en dirección x del metacarpo

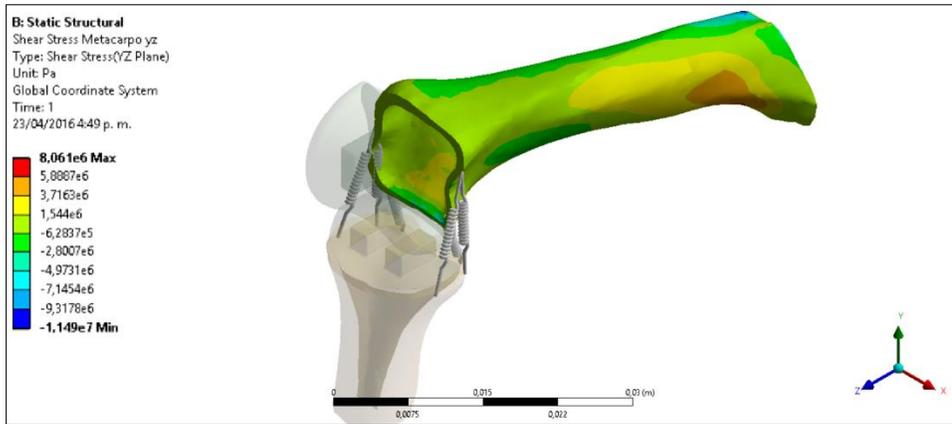
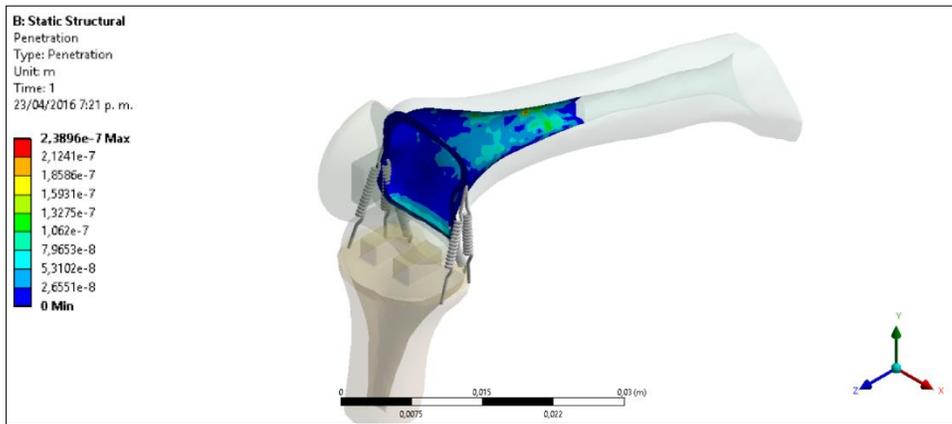
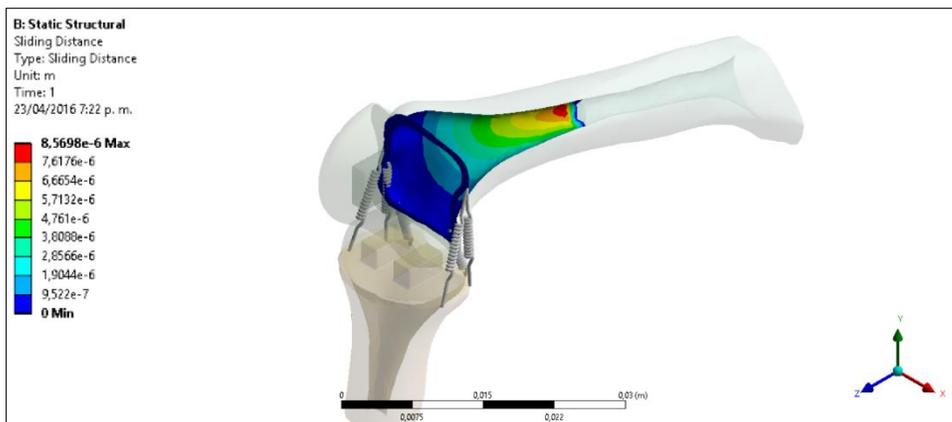


**Figura 3-3:** Movimiento de Flexión a 90° Esfuerzo en dirección y del metacarpo

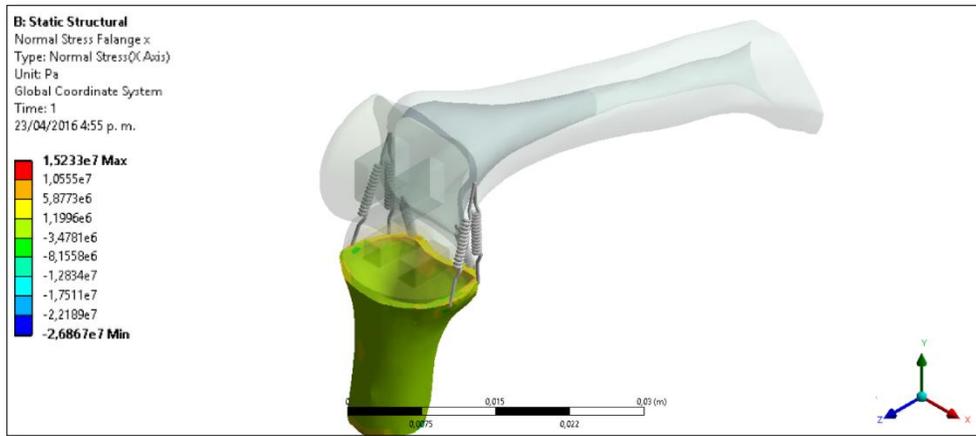


**Figura 3-4:** Movimiento de Flexión a 90° Esfuerzo en dirección z del metacarpo

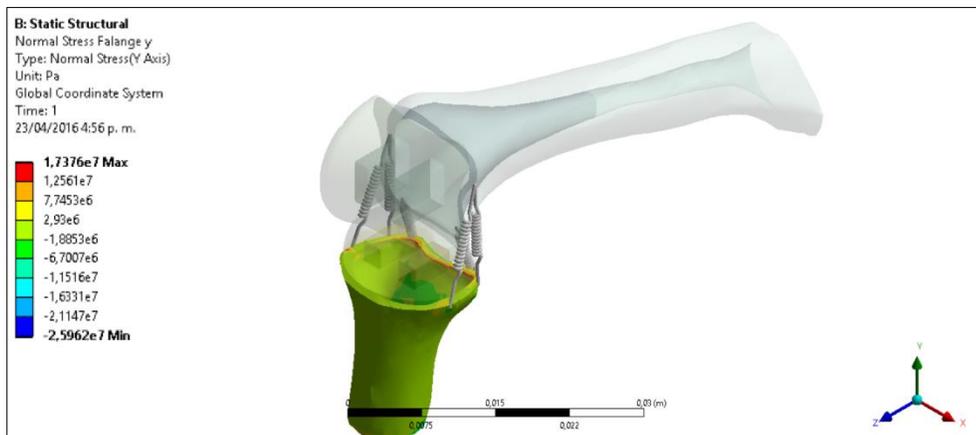


**Figura 3-5:** Movimiento de Flexión a 90° Esfuerzo en dirección yz del metacarpo**Figura 3-6:** Movimiento de Flexión a 90° Penetración Metacarpo**Figura 3-7:** Movimiento de Flexión a 90° Deslizamiento Metacarpo

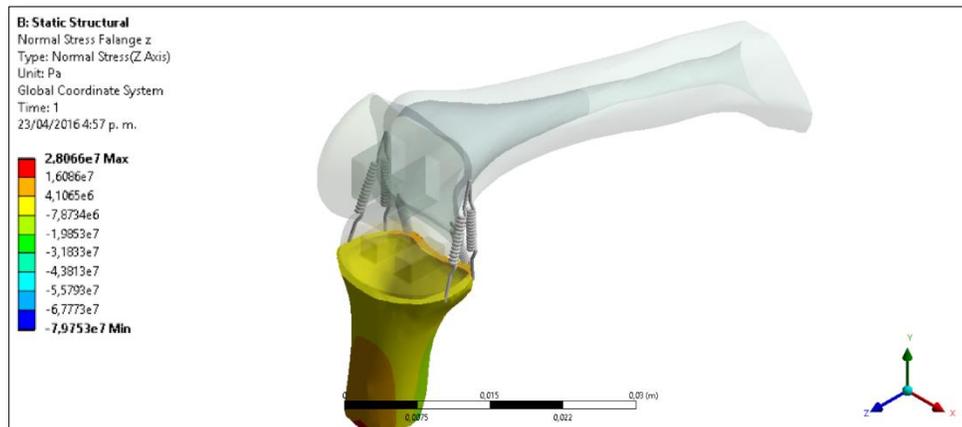
**Figura 3-8:** Movimiento de Flexión a 90° Esfuerzo en dirección x de la falange

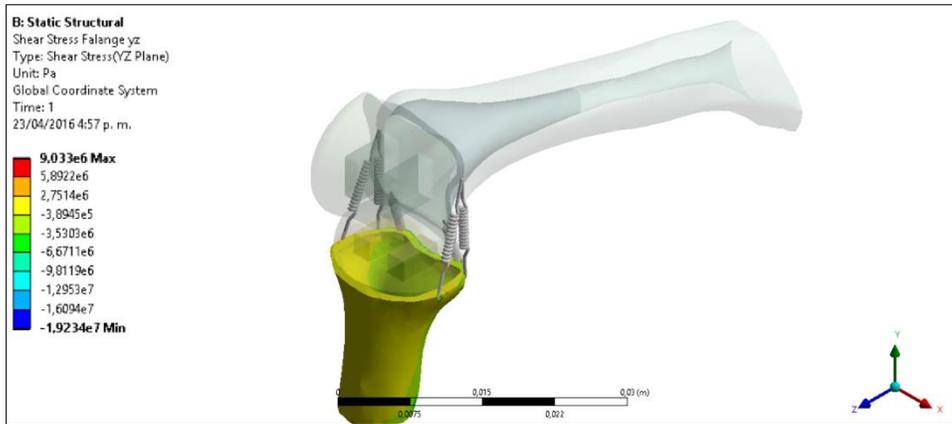
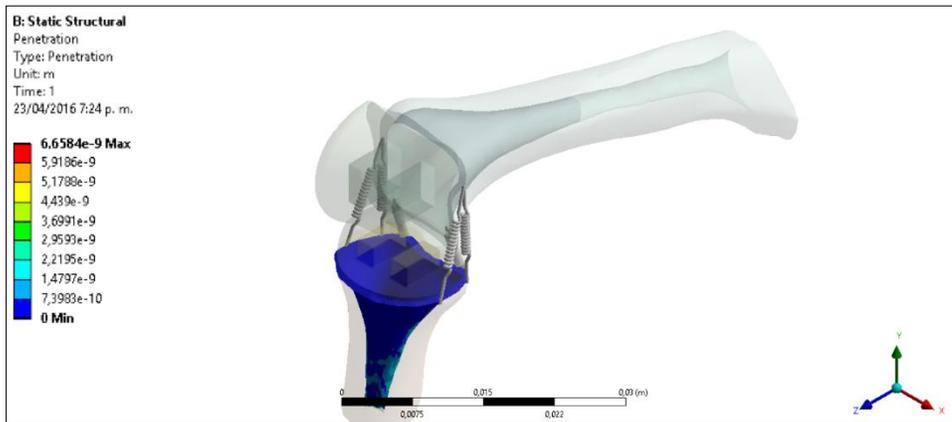
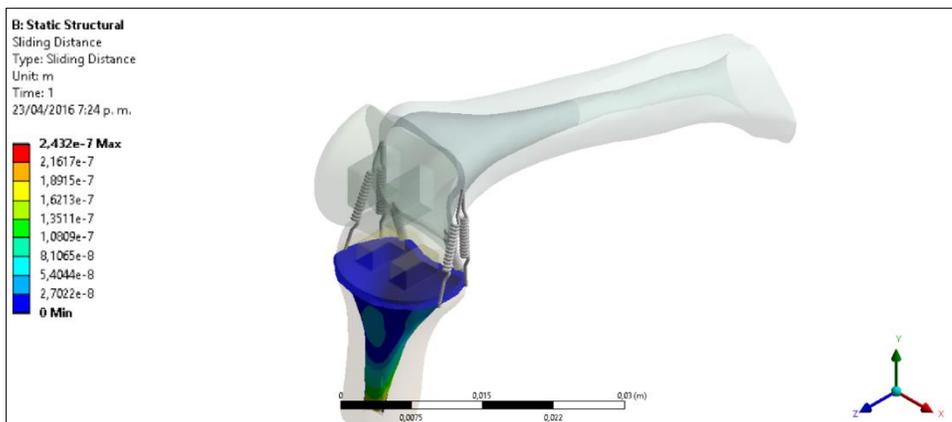


**Figura 3-9:** Movimiento de Flexión a 90° Esfuerzo en dirección y de la falange



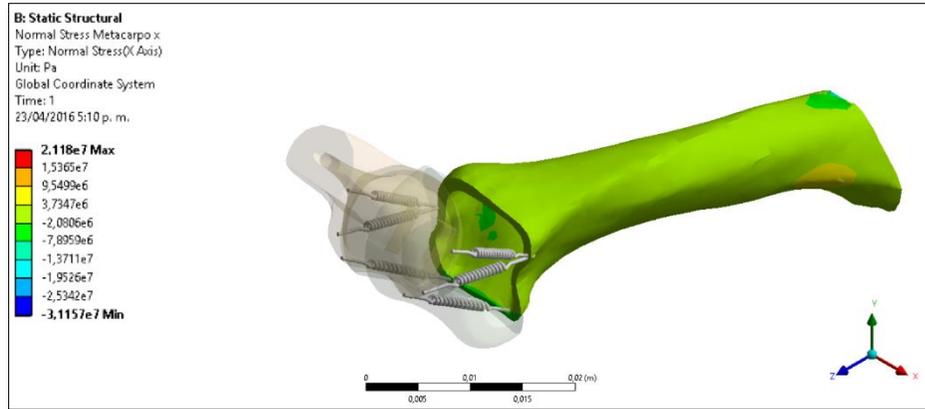
**Figura 3-10:** Movimiento de Flexión a 90° Esfuerzo en dirección z de la falange



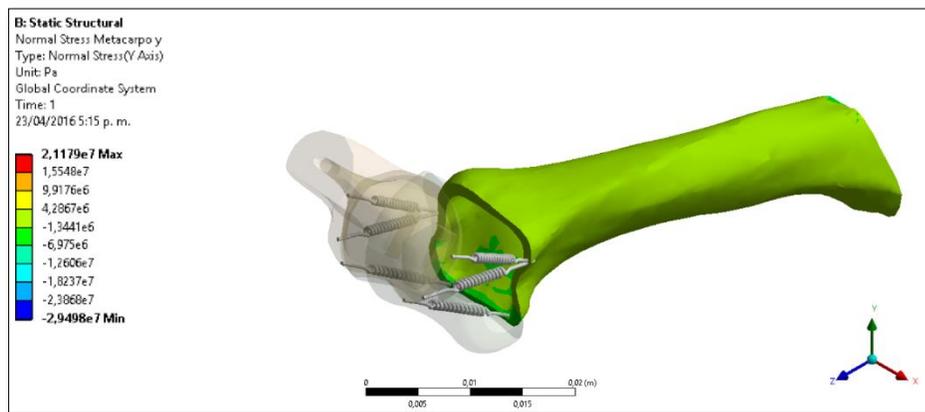
**Figura 3-11:** Movimiento de Flexión a 90° Esfuerzo en dirección yz de la falange**Figura 3-12:** Movimiento de Flexión a 90° Penetración Falange**Figura 3-13:** Movimiento de Flexión a 90° Deslizamiento Falange

### 3.2.2 Movimiento de Extensión

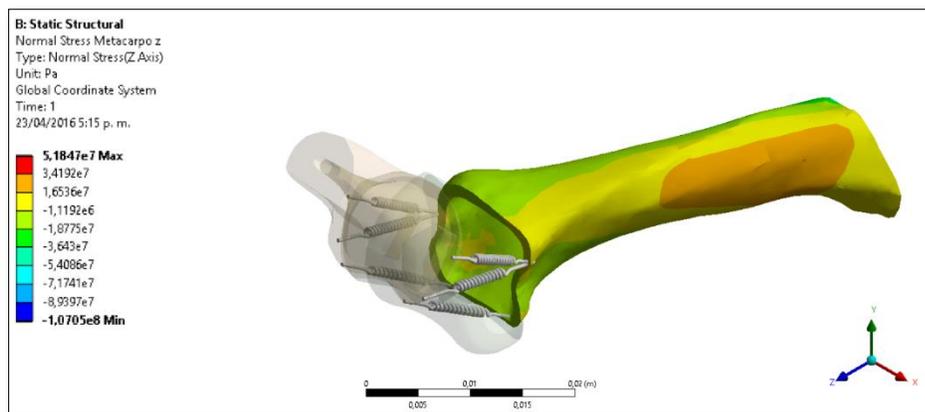
**Figura 3-14:** Movimiento de Extensión a 40° Esfuerzo en dirección x del metacarpo

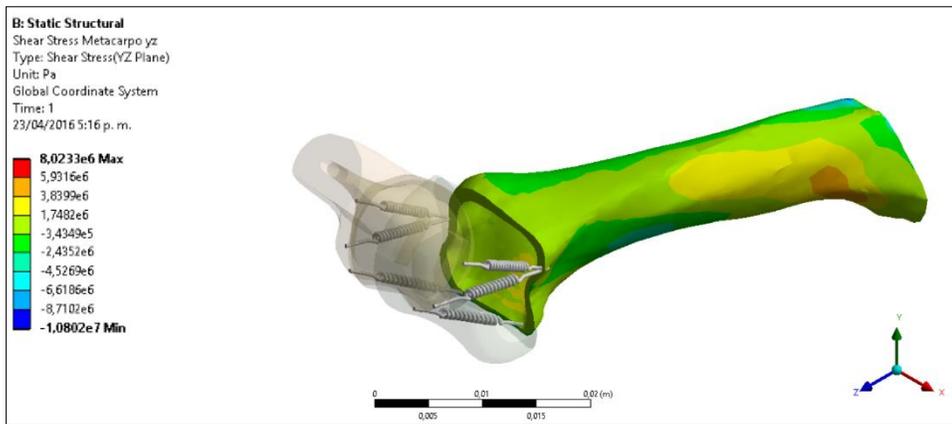
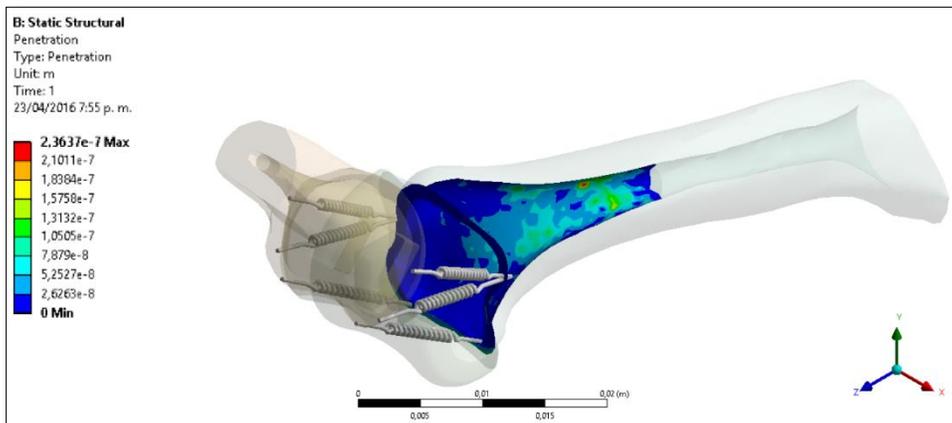
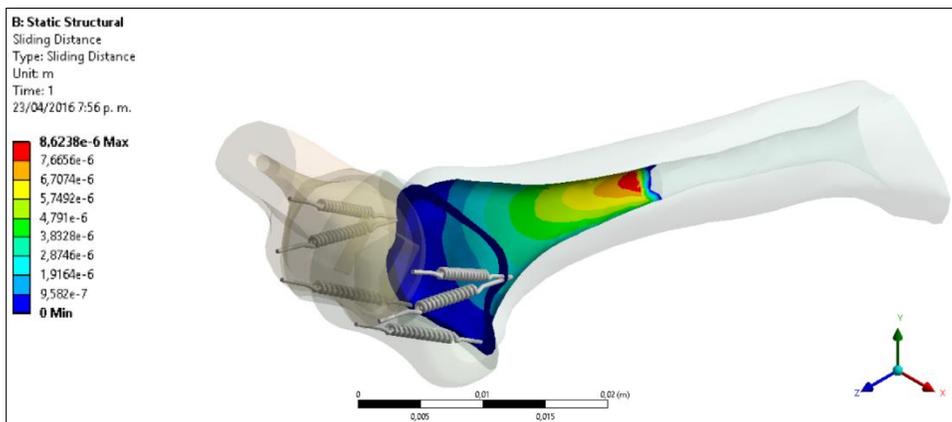


**Figura 3-15:** Movimiento de Extensión a 40° Esfuerzo en dirección y del metacarpo

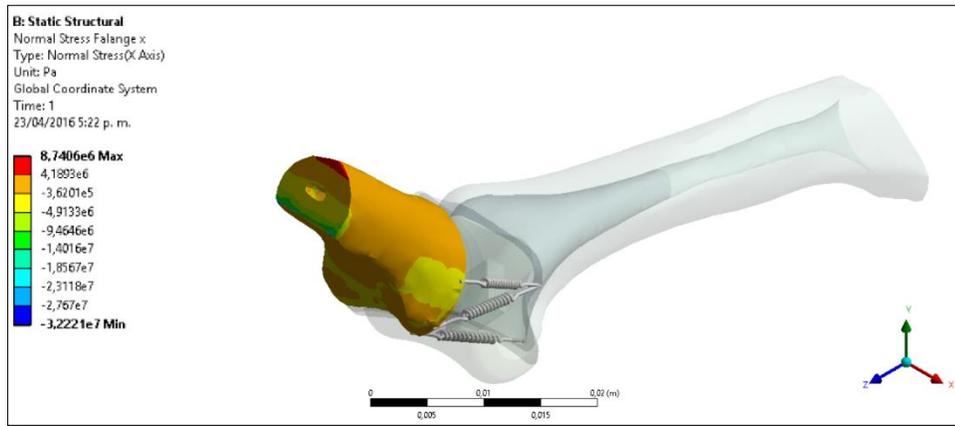


**Figura 3-16:** Movimiento de Extensión a 40° Esfuerzo en dirección z del metacarpo

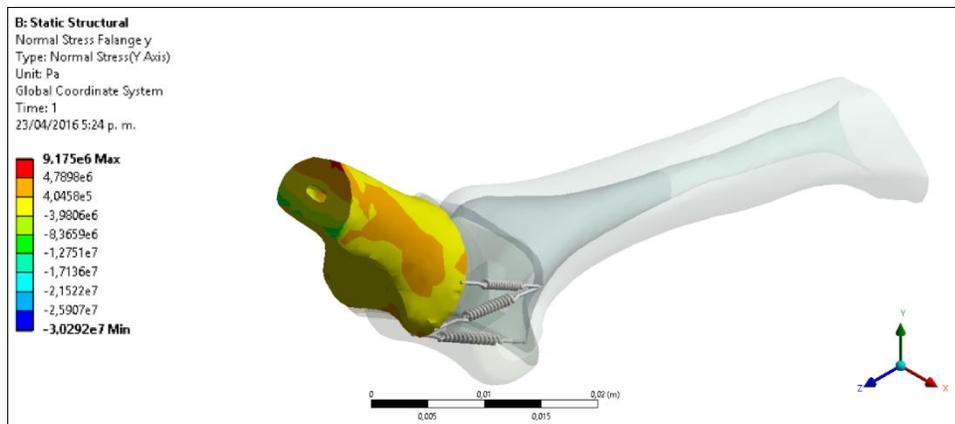


**Figura 3-17:** Movimiento de Extensión a 40° Esfuerzo en dirección yz del metacarpo**Figura 3-18:** Movimiento de Extensión a 40° Penetración metacarpo**Figura 3-19:** Movimiento de Extensión a 40° deslizamiento metacarpo

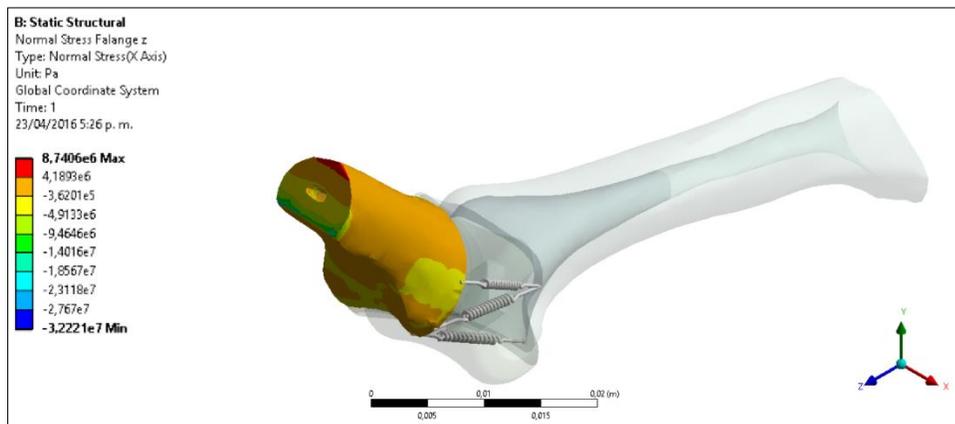
**Figura 3-20:** Movimiento de Extensión a 40° Esfuerzo en dirección x de la Falange

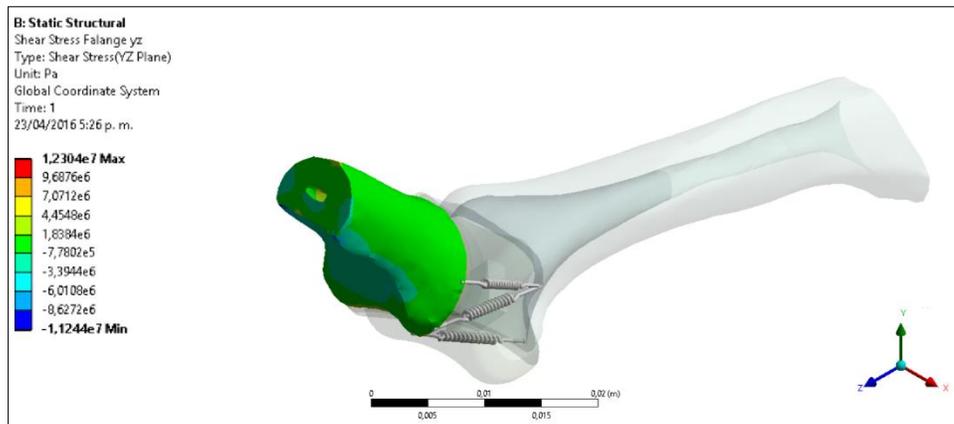
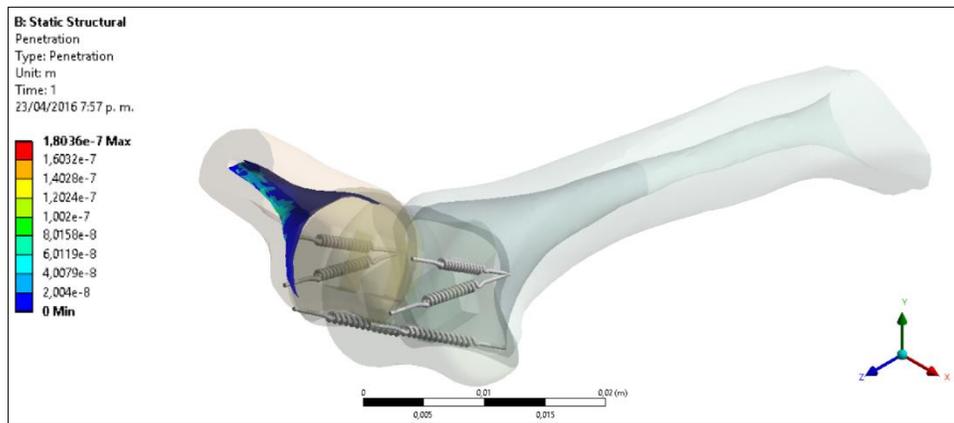
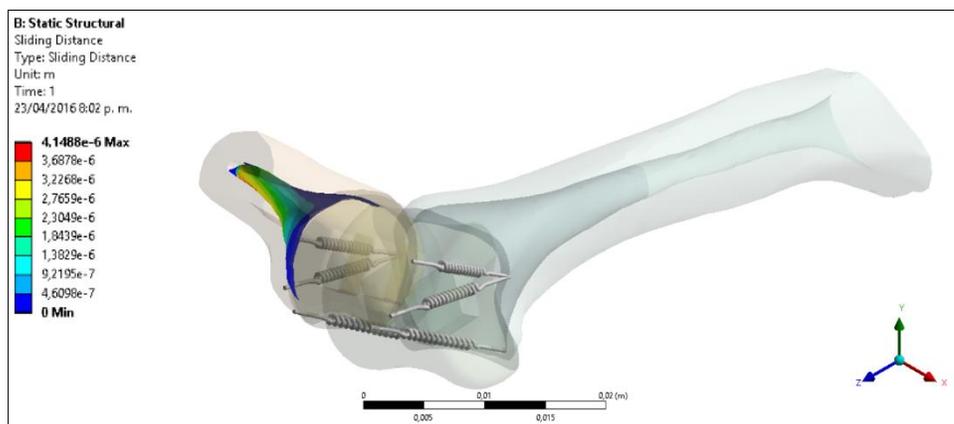


**Figura 3-21:** Movimiento de Extensión a 40° Esfuerzo en dirección y de la Falange



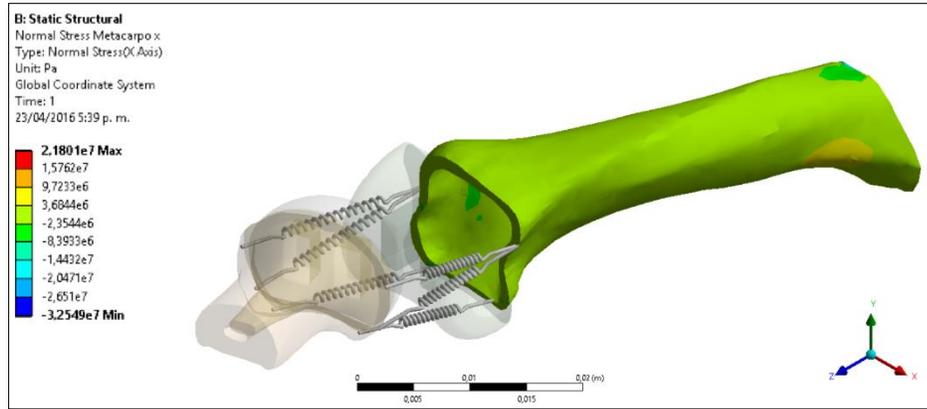
**Figura 3-22:** Movimiento de Extensión a 40° Esfuerzo en dirección z de la Falange



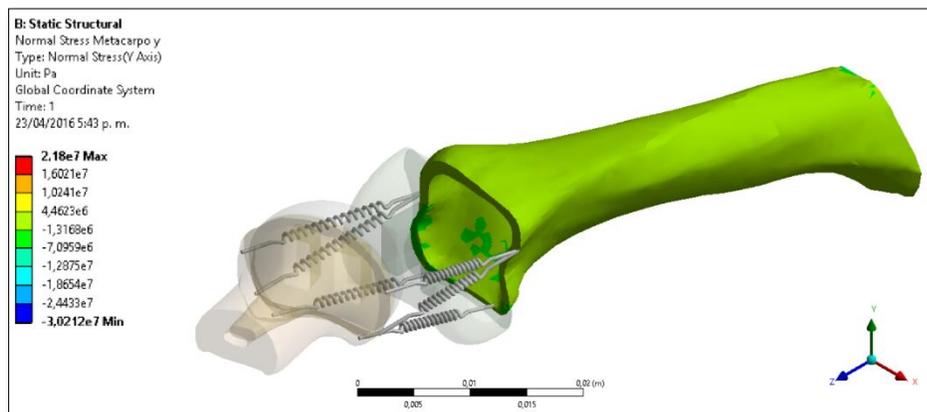
**Figura 3-23:** Movimiento de Extensión a 40° Esfuerzo en dirección yz de la Falange**Figura 3-24:** Movimiento de Extensión a 40° Penetración de la Falange**Figura 3-25:** Movimiento de Extensión a 40° Deslizamiento de la Falange

### 3.2.3 Movimiento de Aducción

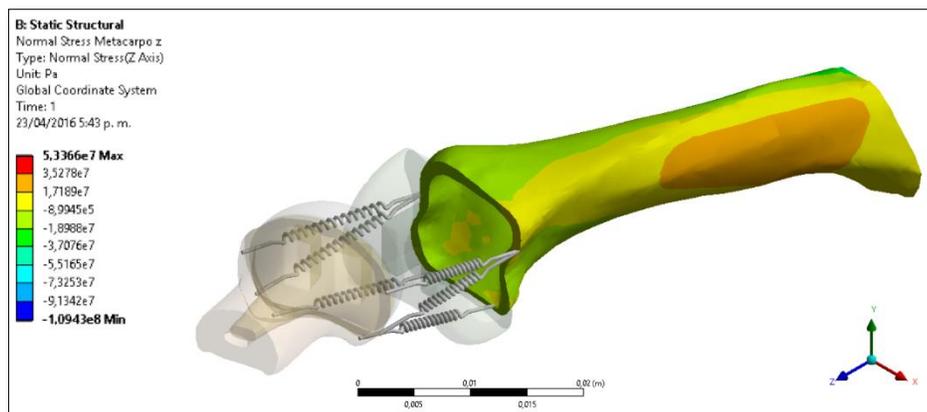
**Figura 3-26:** Movimiento de Aducción a 20° Esfuerzo en dirección x del metacarpo

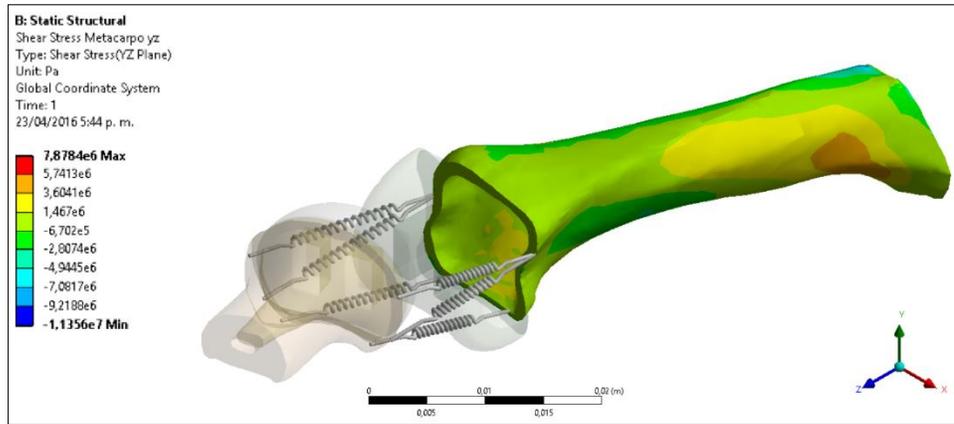
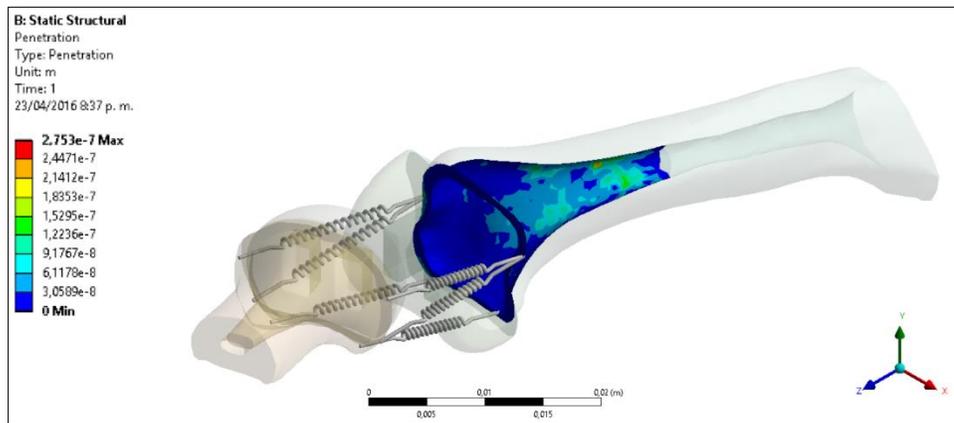
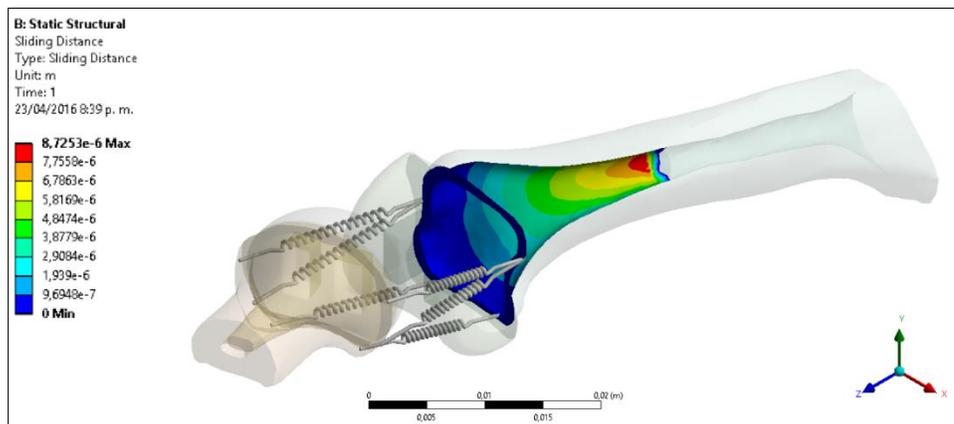


**Figura 3-27:** Movimiento de Aducción a 20° Esfuerzo en dirección y del metacarpo

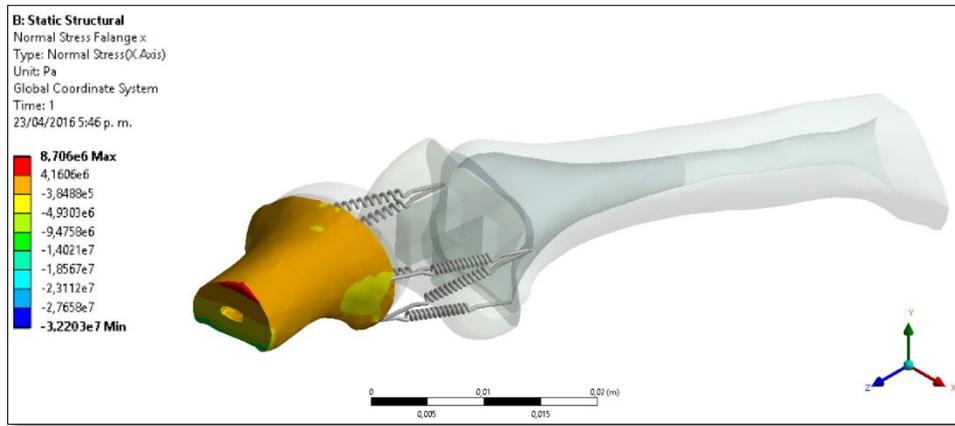


**Figura 3-28:** Movimiento de Aducción a 20° Esfuerzo en dirección z del metacarpo

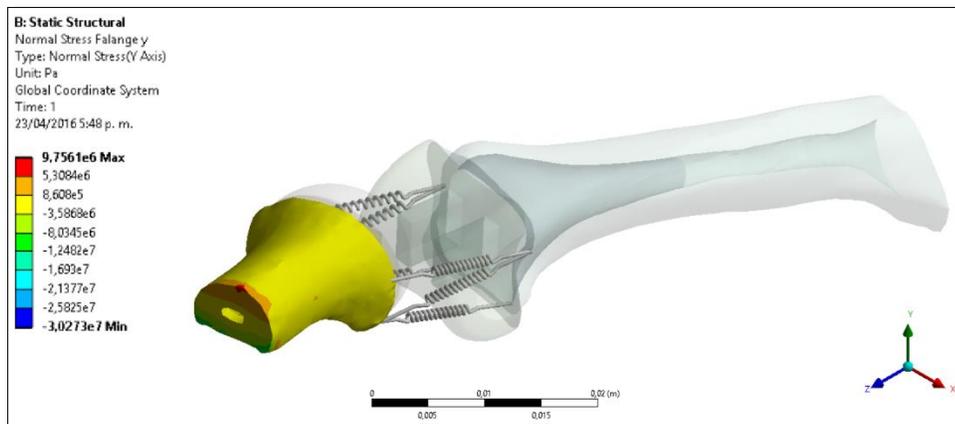


**Figura 3-29:** Movimiento de Aducción a 20° Esfuerzo en dirección yz del metacarpo**Figura 3-30:** Movimiento de Aducción a 20° Penetración del metacarpo**Figura 3-31:** Movimiento de Aducción a 20° Deslizamiento del metacarpo

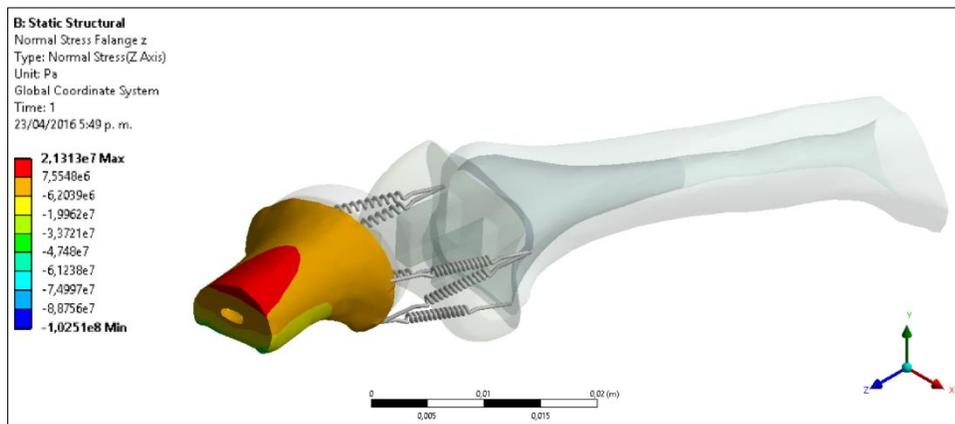
**Figura 3-32:** Movimiento de Aducción a 20° Esfuerzo en dirección x de la Falange

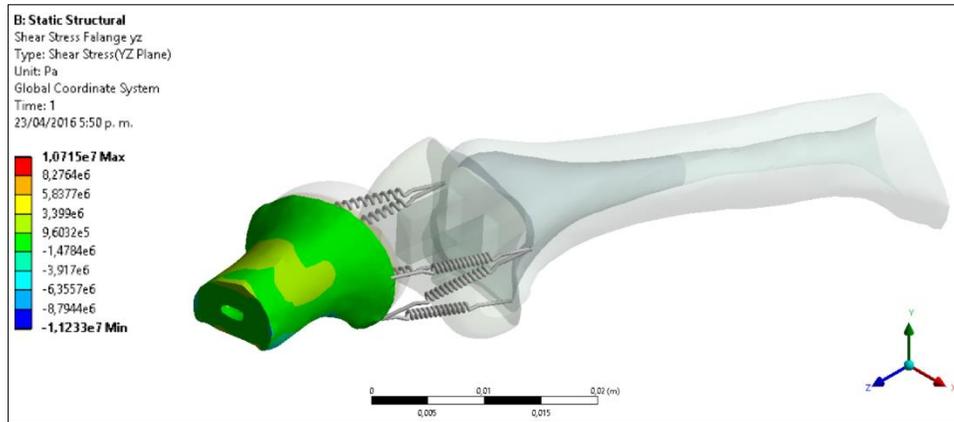
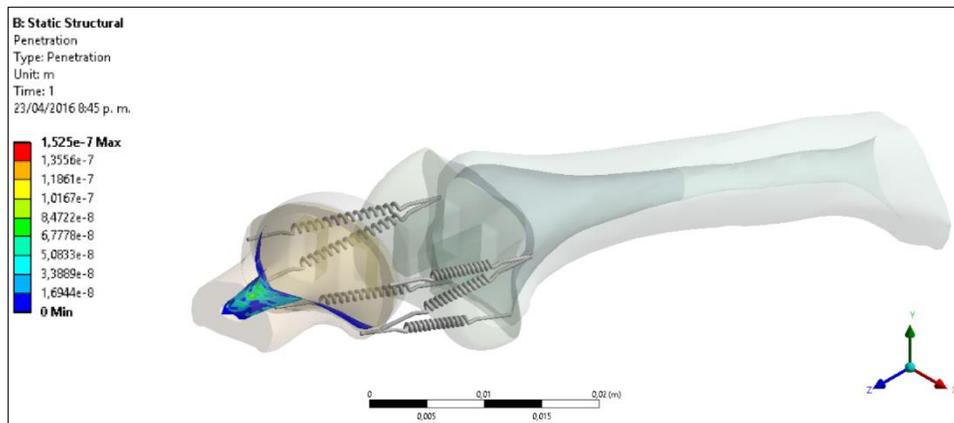
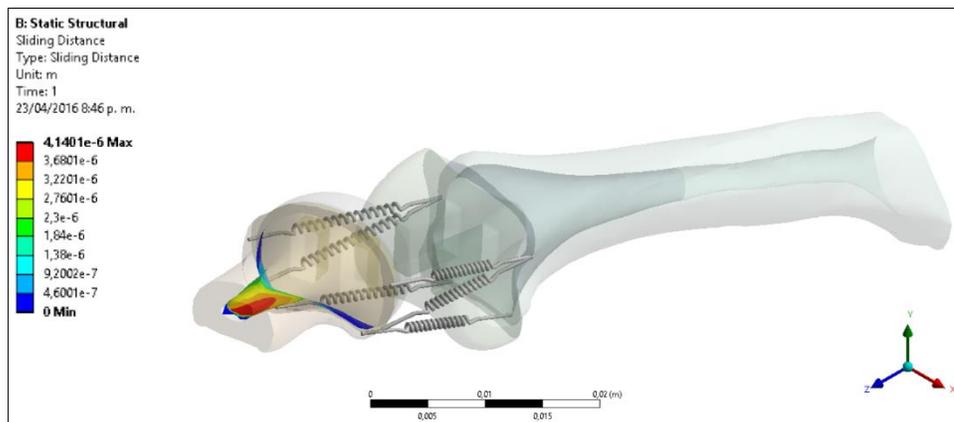


**Figura 3-33:** Movimiento de Aducción a 20° Esfuerzo en dirección y de la Falange



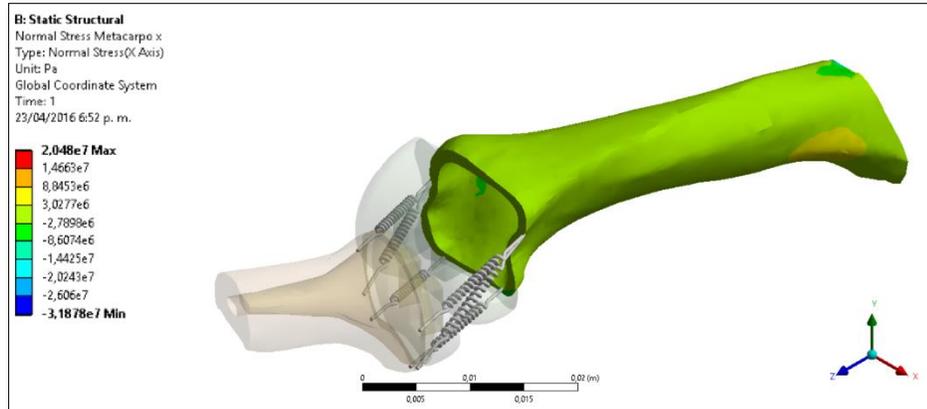
**Figura 3-34:** Movimiento de Aducción a 20° Esfuerzo en dirección z de la Falange



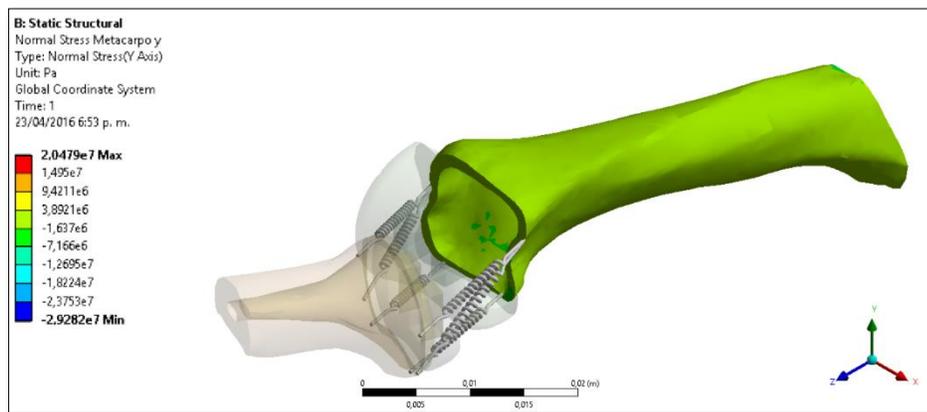
**Figura 3-35:** Movimiento de Aducción a 20° Esfuerzo en dirección yz de la Falange**Figura 3-36:** Movimiento de Aducción a 20° Penetración de la Falange**Figura 3-37:** Movimiento de Aducción a 20° Deslizamiento de la Falange

### 3.2.4 Movimiento de Abducción

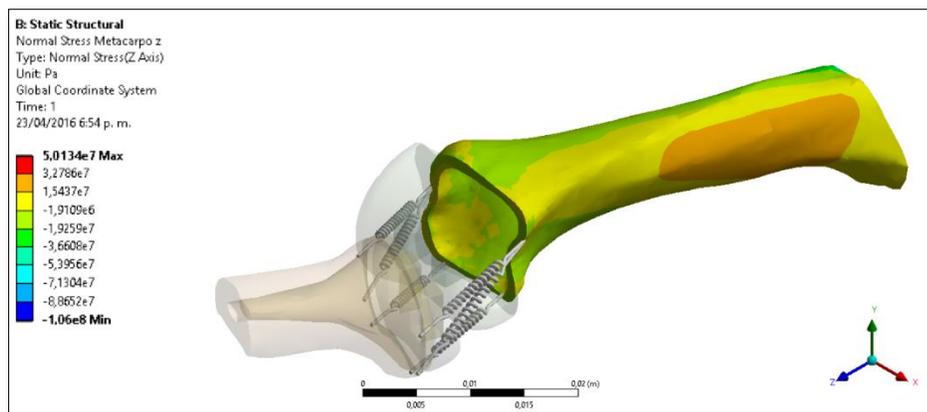
**Figura 3-38:** Movimiento de Abducción a 20° Esfuerzo en dirección x del metacarpo

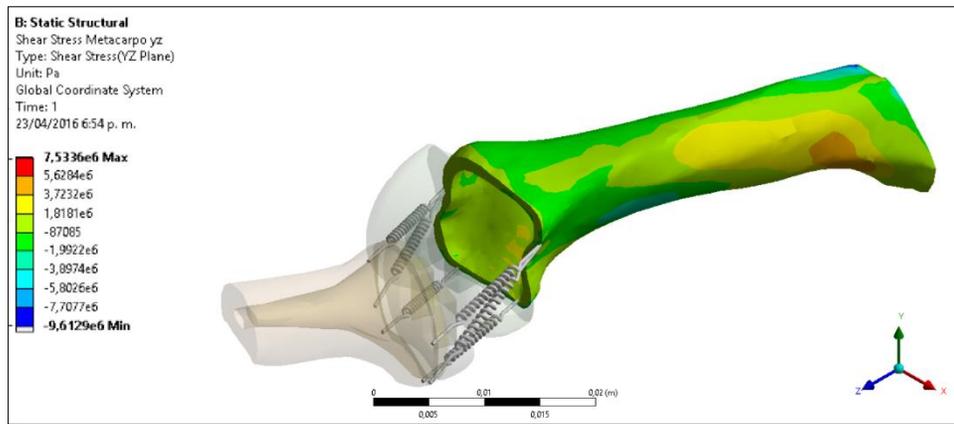
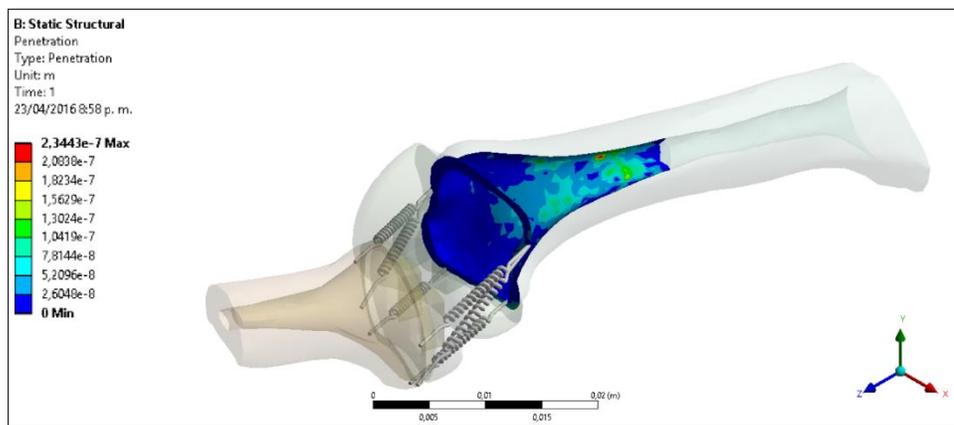
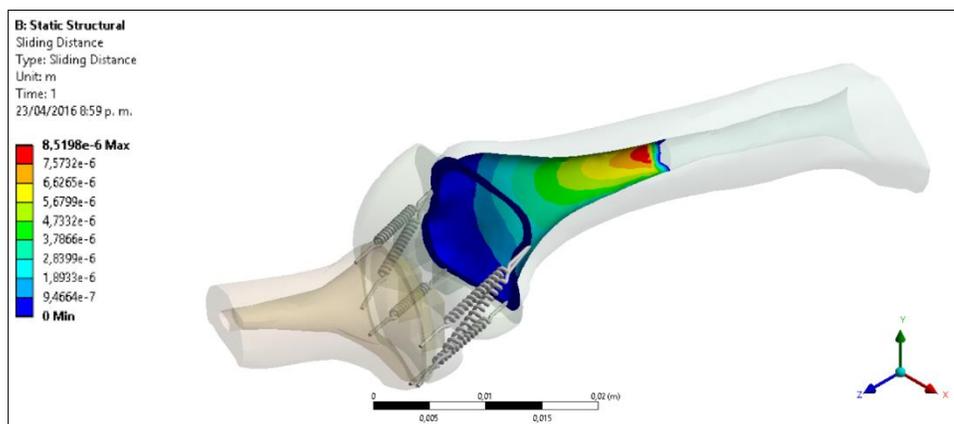


**Figura 3-39:** Movimiento de Abducción a 20° Esfuerzo en dirección y del metacarpo

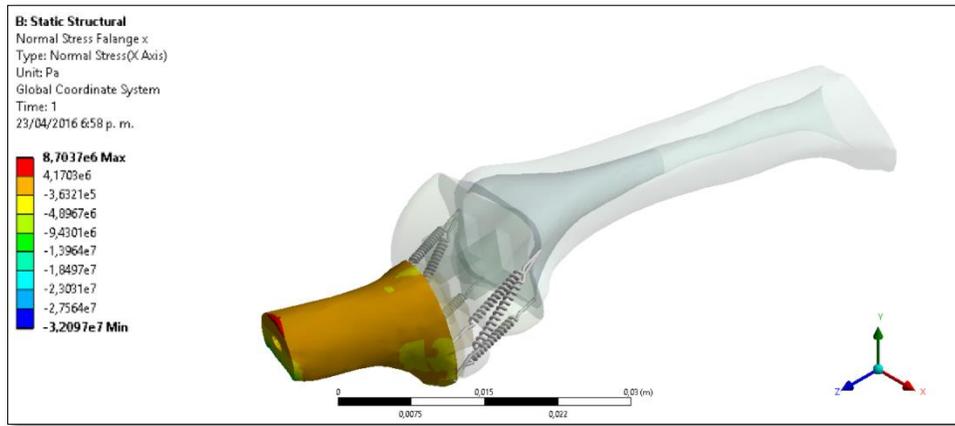


**Figura 3-40:** Movimiento de Abducción a 20° Esfuerzo en dirección z del metacarpo

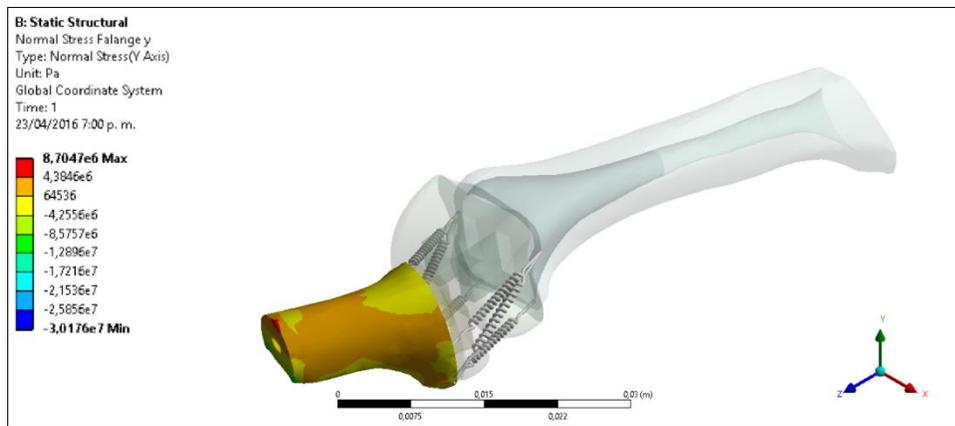


**Figura 3-41:** Movimiento de Abducción a 20° Esfuerzo en dirección yz del metacarpo**Figura 3-42:** Movimiento de Abducción a 20° Penetración del metacarpo**Figura 3-43:** Movimiento de Abducción a 20° Deslizamiento del metacarpo

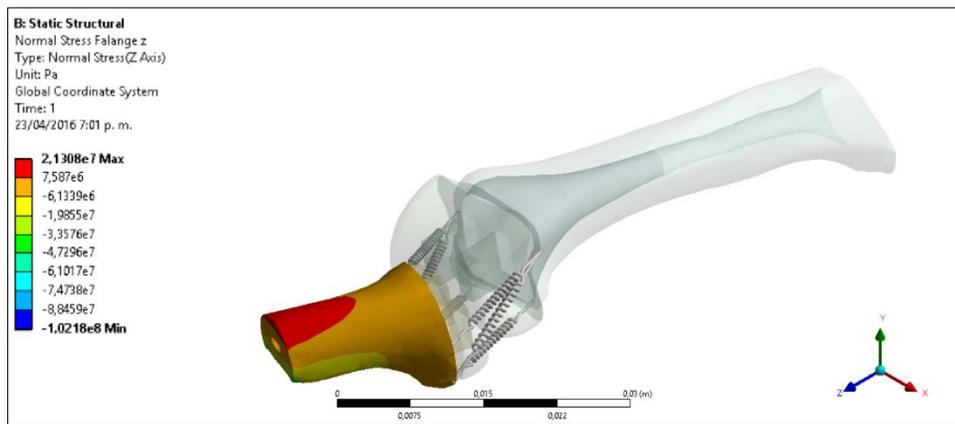
**Figura 3-44:** Movimiento de Abducción a 20° Esfuerzo en dirección x de la Falange

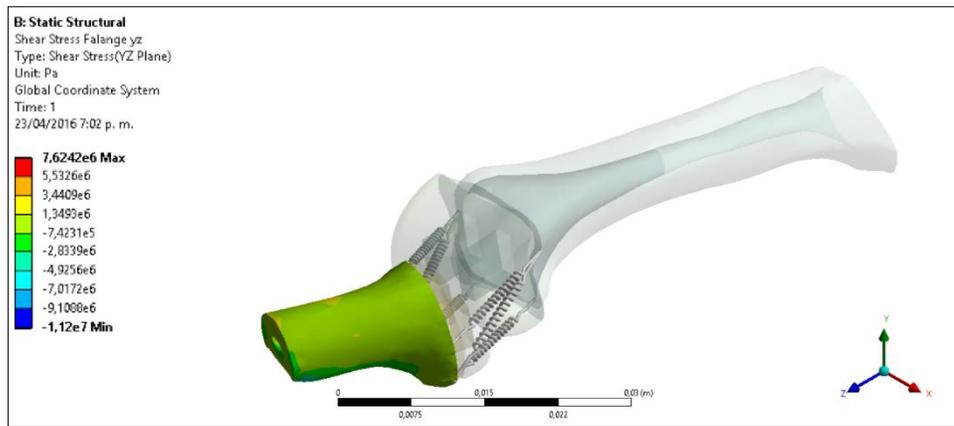
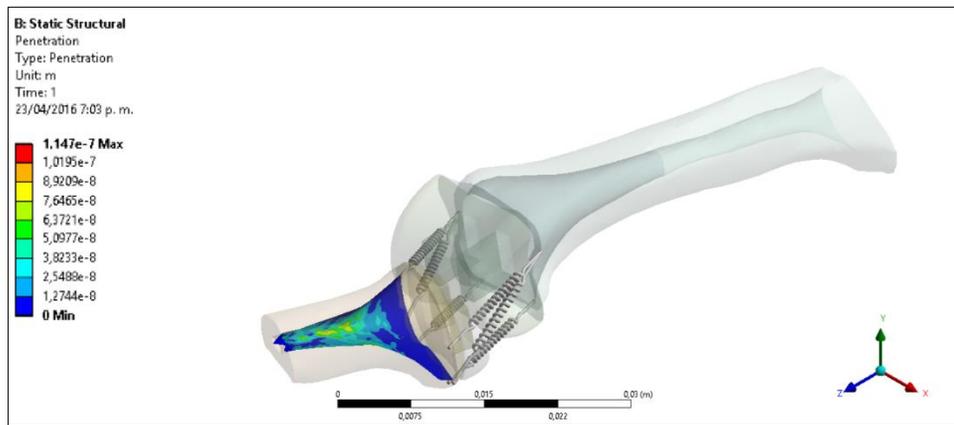
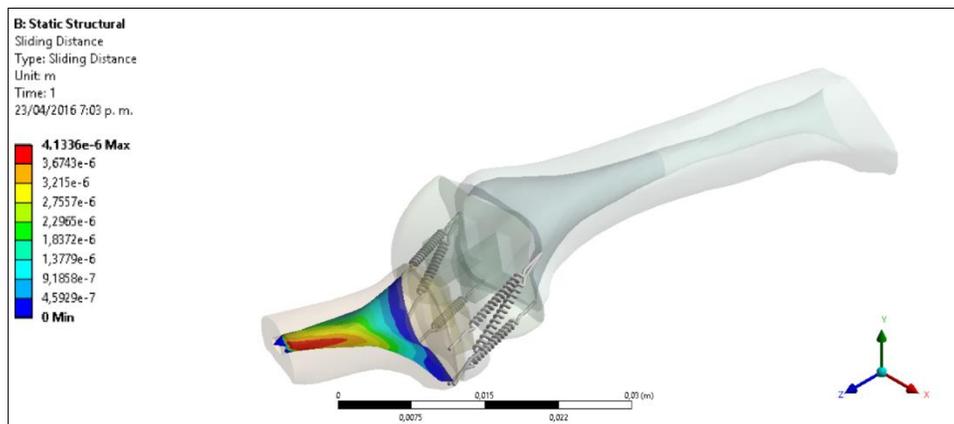


**Figura 3-45:** Movimiento de Abducción a 20° Esfuerzo en dirección y de la Falange



**Figura 3-46:** Movimiento de Abducción a 20° Esfuerzo en dirección z de la Falange



**Figura 3-47:** Movimiento de Abducción a 20° Esfuerzo en dirección yz de la Falange**Figura 3-48:** Movimiento de Abducción a 20° Penetración x de la Falange**Figura 3-49:** Movimiento de Abducción a 20° Deslizamiento de la Falange

La Tabla 3-2 y Tabla 3-3 presenta el compendio de los valores de esfuerzo máximo y mínimo para cada una de las direcciones estudiadas, así como los desplazamientos en dirección normal y tangencial, mientras que de la Figura 3-50 a la Figura 3-55 muestra las gráficas de distribución de los esfuerzos en las diferentes direcciones así como los microdesplazamientos de deslizamiento y penetración.

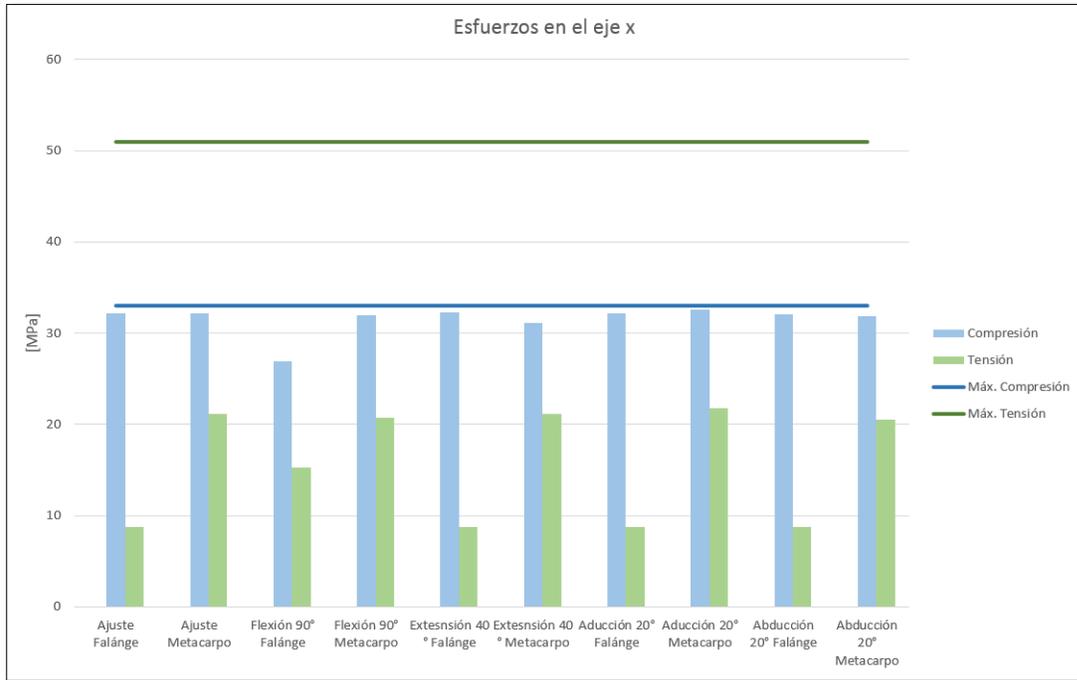
**Tabla 3-2:** Valores de los Esfuerzos máximos y mínimos en las direcciones principales [MPa]

Movimiento	Hueso	Normal X		Normal Y		Normal Z	
		Mín.	Máx.	Mín.	Máx.	Mín.	Máx.
Ajuste	Falange	-32,15	8,71	-30,22	8,71	-102,34	21,32
	Metacarpo	-32,21	21,13	-29,74	21,13	-107,70	51,73
Flexión 90°	Falange	-26,87	15,23	-25,96	17,38	-79,75	28,07
	Metacarpo	-32,00	20,76	-30,51	20,76	-109,76	50,82
Extensión 40°	Falange	-32,22	8,74	-30,29	9,18	-32,22	8,74
	Metacarpo	-31,16	21,18	-29,50	21,18	-107,05	51,85
Aducción 20°	Falange	-32,20	8,71	-30,27	9,76	-102,51	21,31
	Metacarpo	-32,55	21,80	-30,21	21,80	-109,43	53,37
Abducción 20°	Falange	-32,10	8,70	-30,18	8,70	-102,18	21,31
	Metacarpo	-31,88	20,48	-29,28	20,48	-106,00	50,13

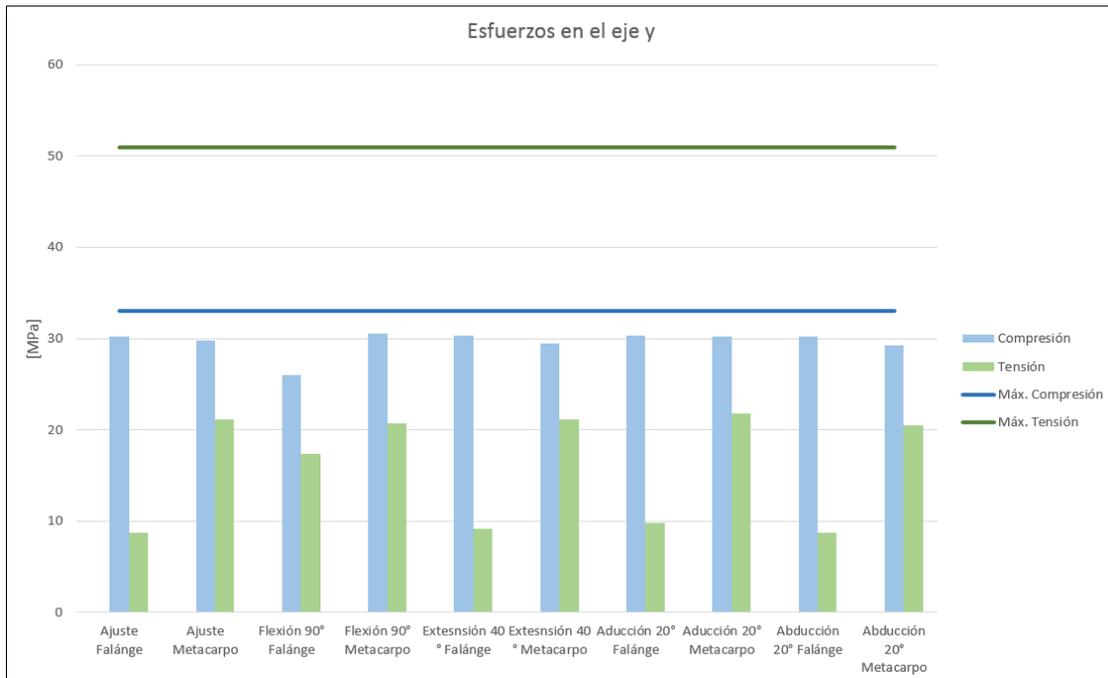
**Tabla 3-3:** Valores de los cortantes máximos en el plano YZ [MPa], distancias de penetración y deslizamiento [ $\mu\text{m}$ ]

Movimiento	Hueso	Cortante YZ		Penetración	Deslizamiento
		Mín.	Máx.		
Ajuste	Falange	-11,22	7,47	0,10	4,12
	Metacarpo	-9,67	7,71	0,24	8,60
Flexión 90°	Falange	-19,23	9,03	0,01	0,24
	Metacarpo	-11,49	8,06	0,24	8,57
Extensión 40°	Falange	-11,24	12,30	0,18	4,15
	Metacarpo	-10,80	8,02	0,24	8,62
Aducción 20°	Falange	-11,23	10,72	0,15	4,14
	Metacarpo	-11,36	7,88	0,28	8,73
Abducción 20°	Falange	-11,20	7,62	0,11	4,13
	Metacarpo	-9,61	7,53	0,23	8,52

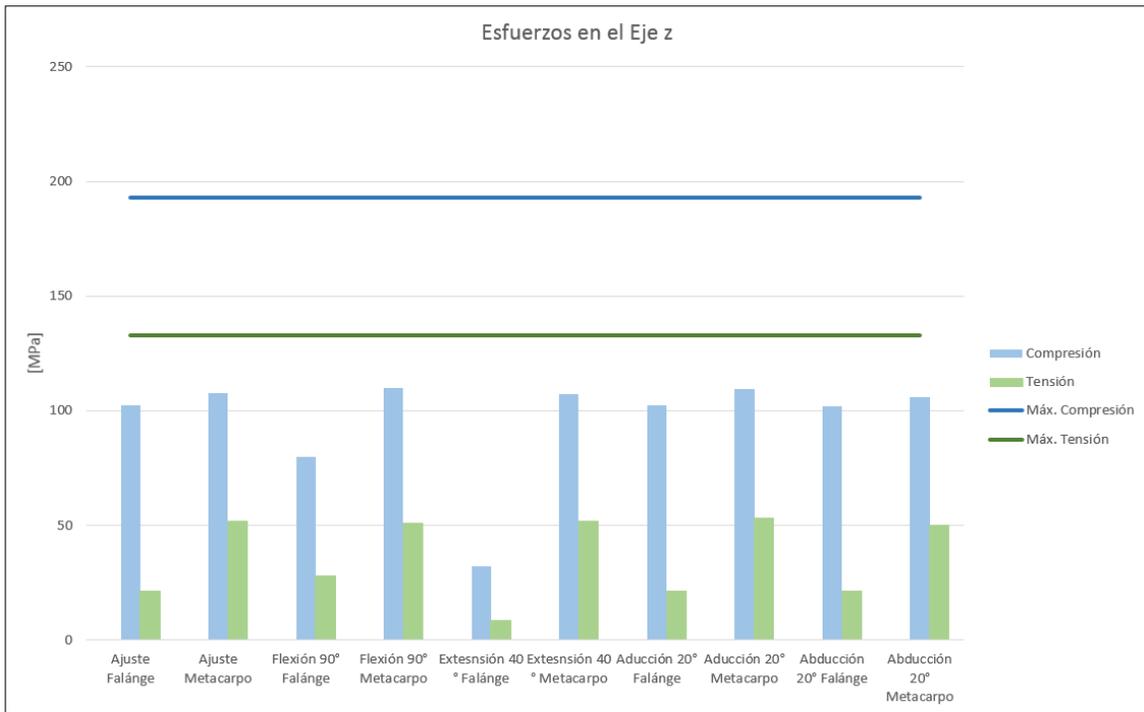
**Figura 3-50:** Distribución de los esfuerzos en la dirección x



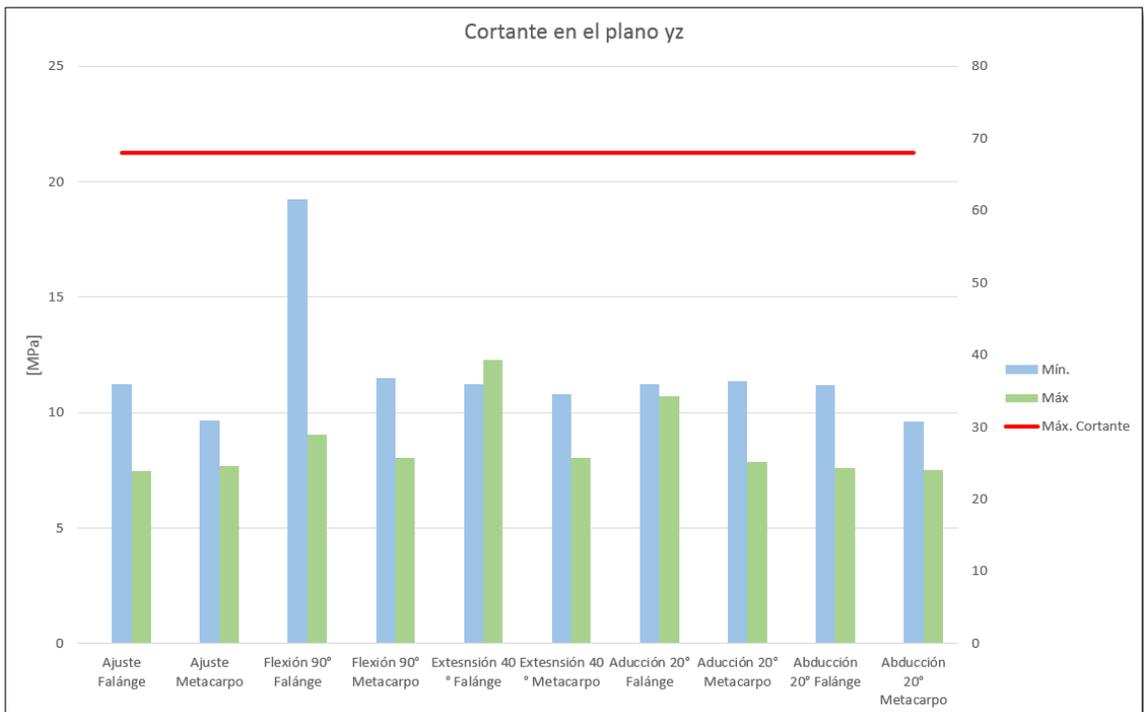
**Figura 3-51:** Distribución de los esfuerzos en la dirección y

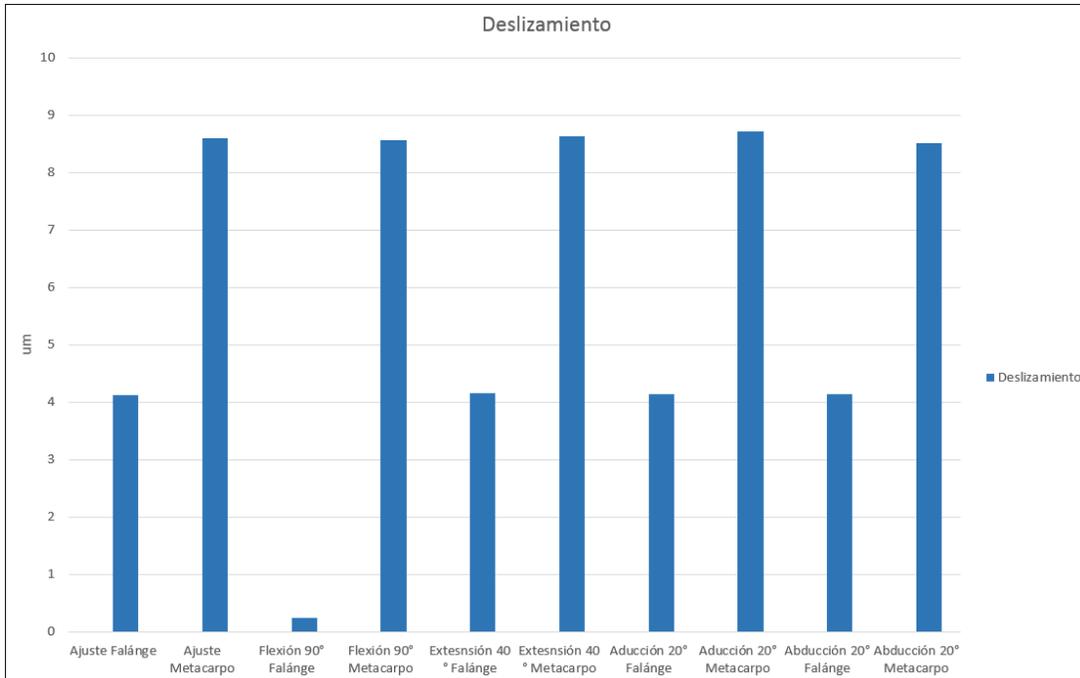
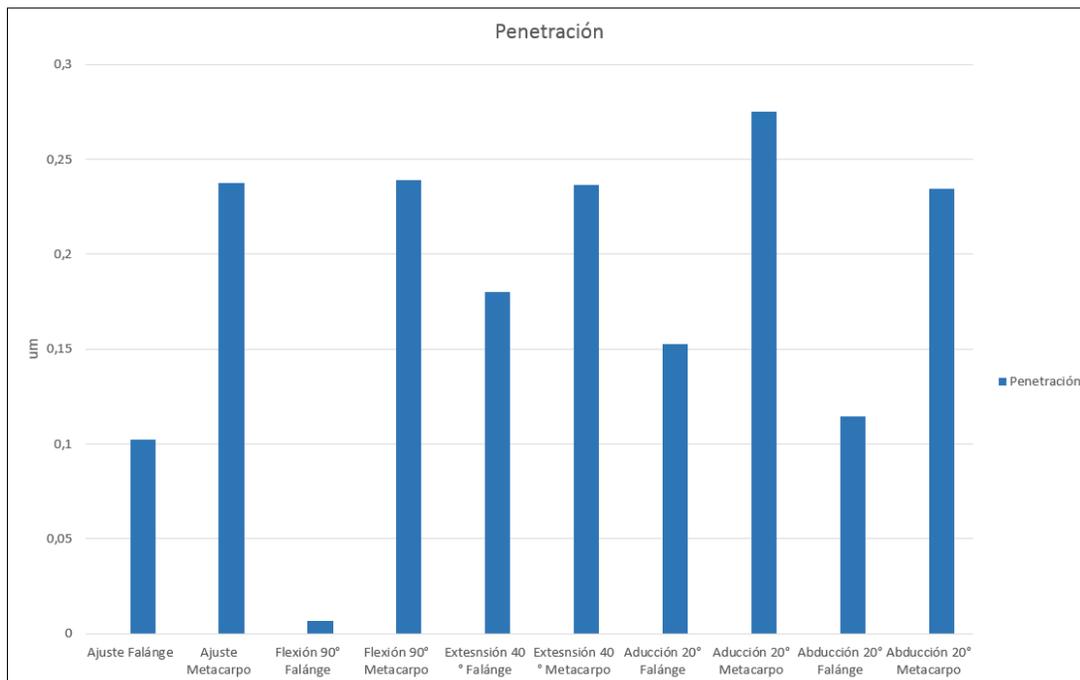


**Figura 3-52:** Distribución de los esfuerzos en la dirección z



**Figura 3-53:** Distribución de los esfuerzos en la dirección yz



**Figura 3-54:** Distribución de los micromovimientos de deslizamiento**Figura 3-55:** Distribución de los micromovimientos de penetración

### 3.3 Fabricación del prototipo

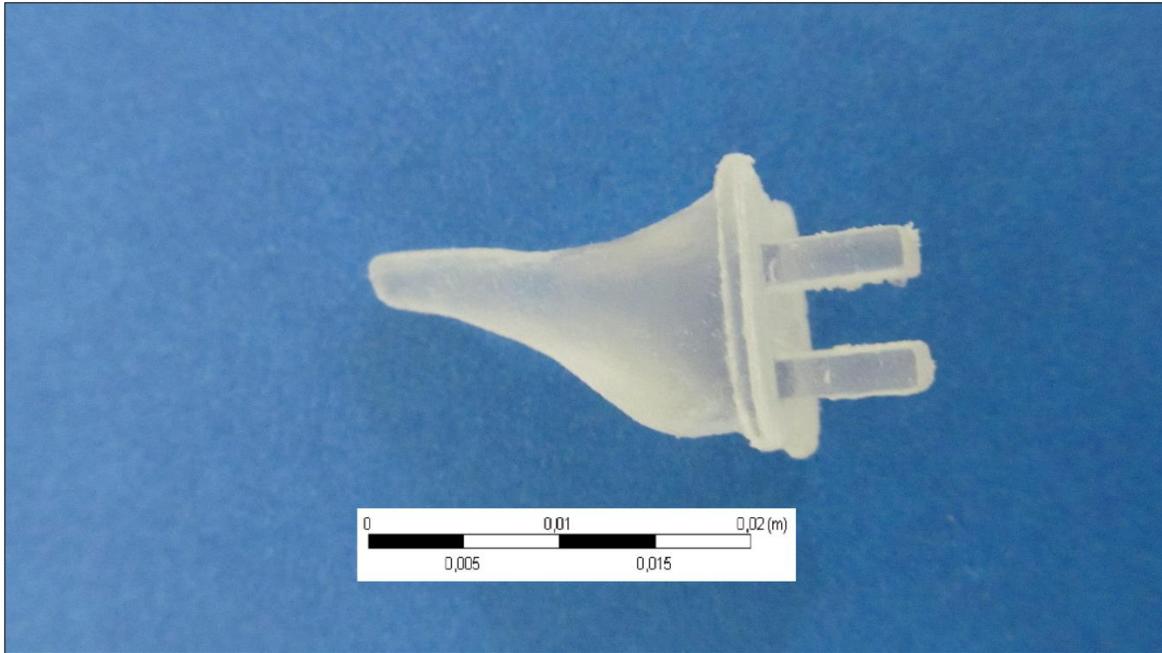
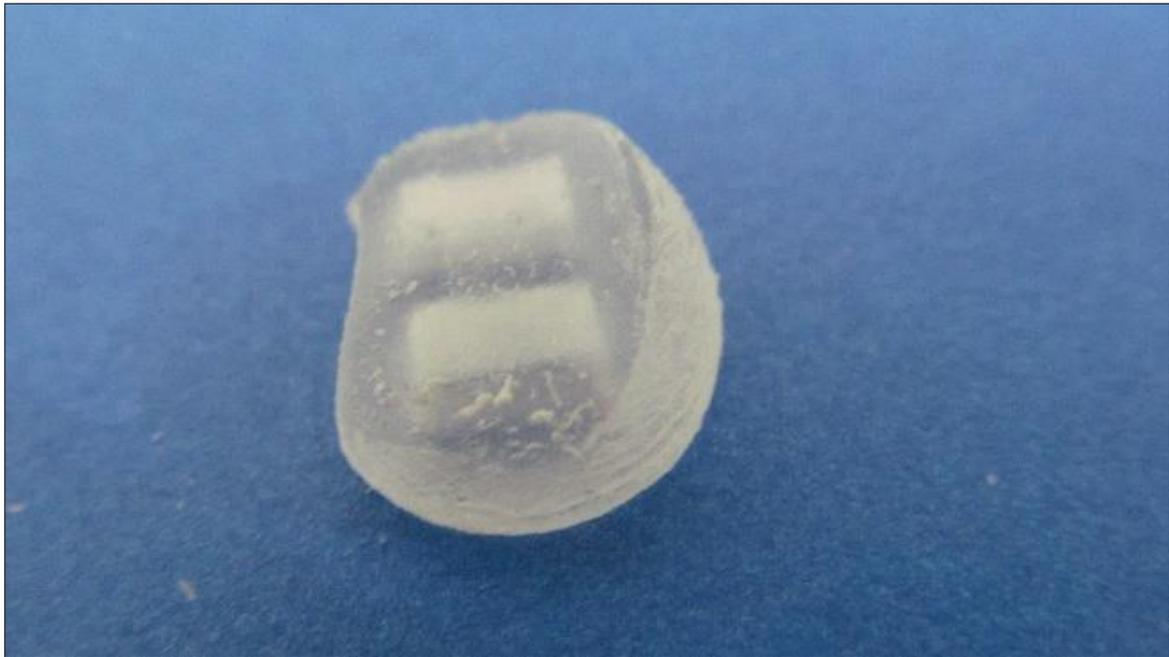
La fabricación del prototipo fue realizado bajo las condiciones especificadas en la Tabla 3-4 una vez obtenido, se realizó la evaluación física de los ajustes entre los vástagos y las superficies articulares para los huesos de la falange y metacarpo, adicionalmente se verificó que las superficies permitieran el movimiento libre de flexión-extensión y aducción-abducción mediante el deslizamiento entre sí de las superficies articulares para su posterior implantación.

**Tabla 3-4:** Condiciones de prototipado del implante para AMF

Elemento	Especificación
<i>Máquina:</i>	Connex 260
<i>Tecnología Utilizada:</i>	Polyjet
<i>Material:</i>	RGD 525
<i>Color:</i>	Blanco
<i>Modo de impresión:</i>	High Speed
<i>Espesor de Capa:</i>	0,028 mm
<i>Apariencia:</i>	Brillante
<i>Tiempo de impresión:</i>	1 hora y 28 minutos

**Figura 3-56:** Prototipo del vástago de la falange



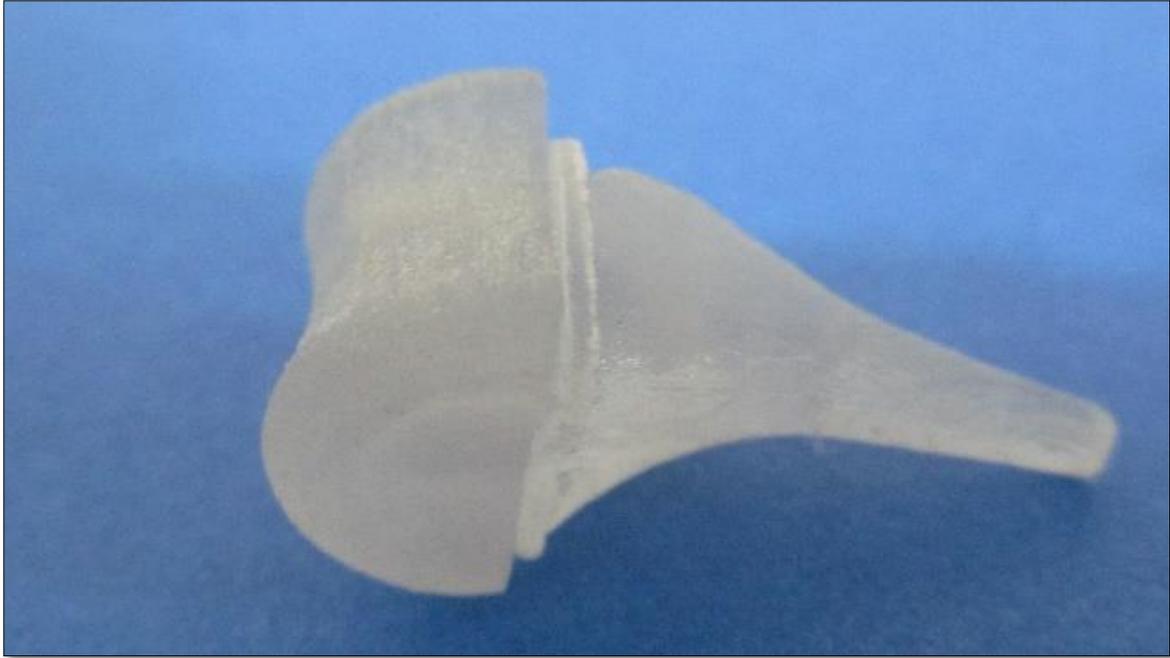
**Figura 3-57:** Prototipo del vástago del metacarpo**Figura 3-58:** Prototipo de la cabeza de la falange

**Figura 3-59:** Prototipo de la cabeza del metacarpo



**Figura 3-60:** Ensamble vástago-cabeza para la falange

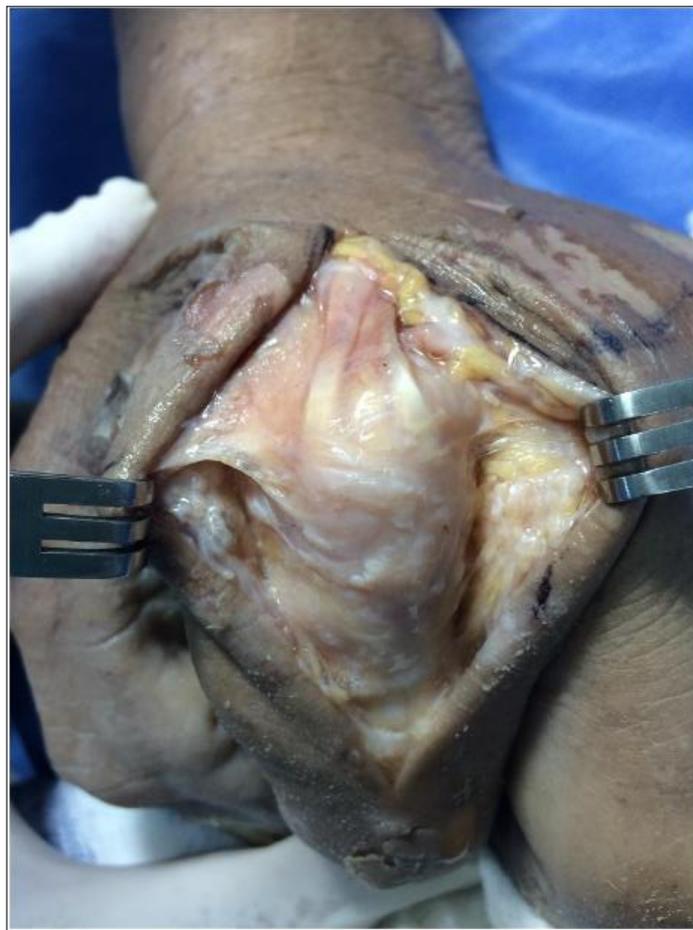


**Figura 3-61:** Ensamble vástago-cabeza para el metacarpo**Figura 3-62:** Conjunto prototipo

### 3.4 Implantación

Con la finalidad de realizar la evaluación funcional del prototipo, se realizó la implantación de este en un cadáver, la cual tuvo como objetivo estudiar el ajuste de los vástagos en la cavidad medular y el arco de movimiento de la AMF. Para ello se realizó una incisión longitudinal de la AMF del segundo dedo de la mano izquierda exponiendo el aparato extensor, el cual se secciona y expone la capsula articular (Figura 3-63).

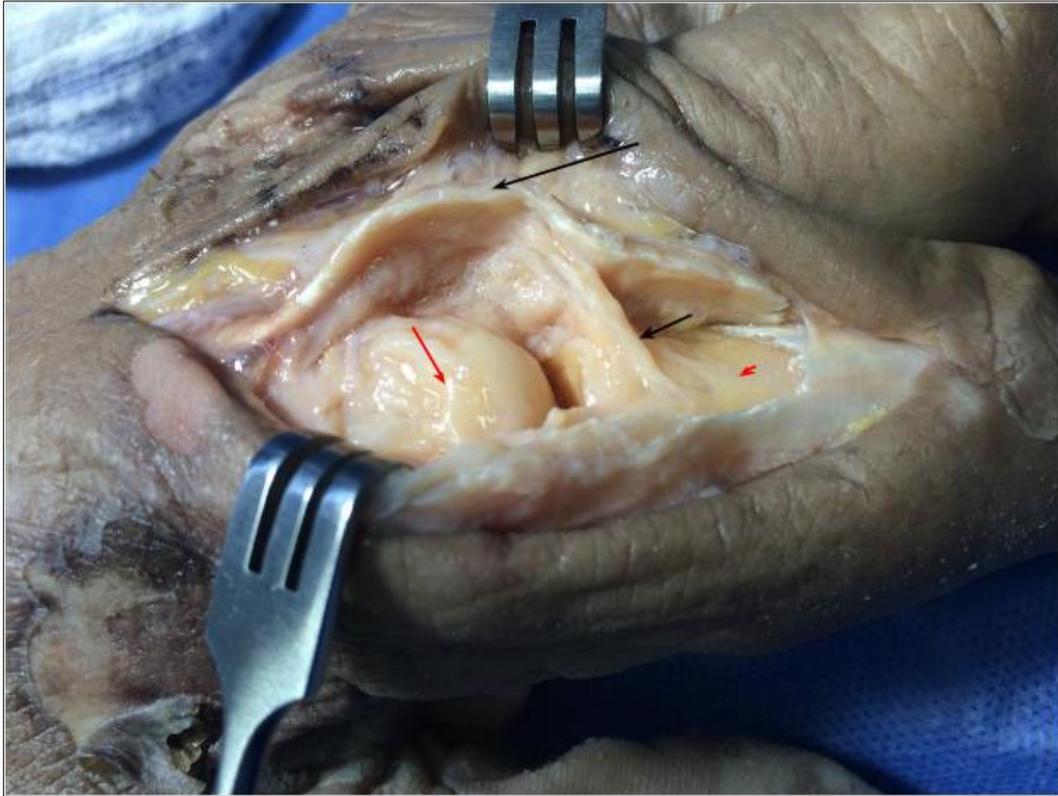
**Figura 3-63:** Incisión longitudinal dorsal en AMF de segundo dedo mano izquierda



Se abre la capsula y se llega a la AMF. Figura 3-64 donde se aprecia el tendón extensor del dedo y la inserción de este en la base de la falange proximal señaladas con una flecha negra larga y corta respectivamente, así como la cabeza del metacarpiano, y el hueso de la falange señalados con una flecha larga y corta de color rojo respectivamente.

Se realiza entonces sección trasversal de la cabeza del metacarpiano mediante una sierra adaptada para realizar este trabajo, conservando los ligamentos colaterales.

**Figura 3-64:** Tendón Extensor del dedo



Posteriormente, se retiró la base de la falange proximal minimizando en lo posible la porción del corte, esto con la finalidad de preservar intactos la inserción de los ligamentos colaterales. Para realizar la preparación de la cavidad intramedular del metacarpo, se utilizó una lima de D5,0 mm la cual fue insertada en la cara dorsal del canal, posteriormente se realizó una operación de brochado para devastar el hueso trabecular sobrante que permita el correcto ajuste del vástago del implante. Se realiza el mismo procedimiento para la preparación del canal intramedular de la falange y la posterior posicionamiento y ajuste del vástago respectivo Figura 3-65.

Realizada la implantación del prototipo se procedió a realizar el cierre de la cápsula de la AMF según se muestra en la Figura 3-66 y Figura 3-67.

**Figura 3-65:** Implantación del prototipo



**Figura 3-66:** Cierre capsula ligamentosa AMF



**Figura 3-67:** Vista plano Sagital cierre capsula ligamentosa

### 3.5 Evaluación funcional

Con la finalidad de realizar la evaluación funcional a las geometrías de las superficies articulares propuestas, se realizaron movimientos de flexión entre 80° y 90° aproximadamente, así como un pequeño movimiento de Extensión alrededor de 10° y 15°, no se realizó la hiperextensión debido a que el prototipo se encontraba recientemente implantado, adicionalmente, se realizó movimientos de aducción – abducción en los rangos permitidos en la operación de implantación, no se observó novedades relacionadas con el la pérdida total o parcial de las relaciones articulares debido a los estímulos mecánicos realizados, así como interferencias de mecánicas cuando la articulación se encontraba en posición de máxima flexión.

Se observó que la altura de la superficie articular de para la falange era superior a la necesaria, siendo esta de  $4,0 \pm 0,1$  mm entre el punto más bajo de la superficie articular y la base de esta, razón por la cual fue necesario cortar la inserción del extensor del dedo

en la base de la falange proximal para poder posicionar la respectiva superficie articular en su lugar. Por lo anteriormente mencionado es necesario modificar el requerimiento de ingeniería para ajustarlo al observado durante el trabajo de implantación siendo esta distancia de 1,80 a 2,00 mm aproximadamente.

En lo referente a los vástagos, en general presentaron un buen acoplamiento a los canales intramedulares correspondientes, sin embargo, la utilización de herramientas comerciales para trabajo mecánico adaptadas dificultó la precisión de las osteotomías realizadas así como la preparación de las cavidades intramedulares respectivas.



## **4. Discusión final y conclusiones**

### **4.1 Discusión**

El problema de investigación surge debido a la variabilidad de persona a persona en cuanto a tamaños y formas de la AMF. En casos especiales, una prótesis comercial para esta articulación puede no ajustarse a la anatomía del paciente para satisfacer las necesidades específicas de este, causando un grave problema de equilibrio y una durabilidad a corto plazo, por lo que la personalización de una prótesis presenta una solución para algunos pacientes con deformidades específicas o con estructura anatómica anormal.

Para la solución del problema antes mencionado, se propone como objetivo general de la tesis el diseño y fabricación de un implante para AMF hecho a la medida a partir de las condiciones anatómicas de tal manera que cumpla con las respectivas solicitaciones biomecánicas y funcionales específicas de un paciente.

Para lograr el objetivo anteriormente propuesto, inicialmente se utilizó una metodología consistente en la combinación de técnicas de ingeniería inversa aplicada a la biomecánica e ingeniería asistida por computador (CAE).

La fase de ingeniería inversa, se llevó a cabo mediante el procesamiento digital de las imágenes médicas resultantes de una tomografía axial computarizada de un paciente, obteniendo un modelo tridimensional que contiene la información geométrica de la región de interés para el estudio con elevada precisión, adicionalmente, este modelo geométrico puede ser utilizado como una poderosa herramienta para la planeación quirúrgica.

Cabe mencionar, que la utilización de técnicas de ingeniería inversa para la reconstrucción geométrica de tejidos, órganos o sistemas biológicos es ampliamente utilizada debido a que permite la obtención de productos médicos a la medida de cada paciente, dada la alta coincidencia entre los modelos CAD y la estructura fisiológica reconstruida.

Posterior a la adquisición de la geometría particular junto con las propiedades mecánicas promedio de los tejidos modelados se propuso realizar un análisis de las cargas actuantes

en la articulación metacarpo-falángica de un paciente, determinando así las sollicitaciones mecánicas a las que se encuentra sometida esta.

No obstante debido a la complejidad del mecanismo extensor de la articulación metacarpo-falángica y a la escasa literatura relacionada con la implementación de modelos numéricos para el análisis de la articulación objeto de estudio que facilitara una metodología directriz, se planteó un modelo conceptual que realizó simplificaciones relacionadas al estudio solo de movimientos pasivos de flexión-extensión y aducción-abducción, los cuales son realizados durante la etapa post-operatoria como parte de la terapia de recuperación y en la cual la intervención del mecanismo extensor es casi nula.

Debido a que los resultados del modelo numérico elaborado presentaban dos condiciones, uno vinculado con la resistencia mecánica de los elementos que componen la articulación metacarpo-falángica, en especial los relacionados con el tejido óseo, y la segunda, vinculada con los micro-desplazamientos máximos permisibles que según lo reportado por Ojeda [43] valores superiores a 150 micrones bastan para que la formación por Osteoformación se interrumpa y en el largo plazo mute a fijación por tejido fibroso debilitando la estabilidad secundaria, se optó por la realización de un modelo numérico iterativo que permitiera unas condiciones de ajuste del implante tales que las condiciones de esfuerzo y micro-desplazamientos tanto en dirección normal (penetración) como en dirección tangencial (Deslizamiento) a la superficie de interfaz se satisficieran.

Resultado de dichas iteraciones, se encontró que una presión de ajuste en las placas de interfaz entre las cabezas y vástagos del metacarpo y falange era 2,00 MPa y 1,75 MPa respectivamente, obteniendo interferencias de 0.237micrones y 0,102 micrones respectivamente (Tabla 3-3), estos ajustes mecánicos conformaron los elementos o condiciones iniciales del modelo.

La fabricación del prototipo permitió la evaluación geométrica y funcional de forma precisa del implante de AMF propuesto, permitiendo la reducción de tiempos de planeación de la quirúrgicos, debido a que si se realiza una comparación entre el implante personalizado y un estándar, este último debe ser ajustado antes y durante la intervención en función de la anormalidad que se pretende corregir y de la anatomía del paciente, trabajo que no debe realizarse con un implante a la medida dado que esto se desarrolló previamente en un sistema de diseño asistido por computador.

Adicionalmente si se tiene en cuenta que en la mayoría de los casos se selecciona un implante de talla superior dada la incompatibilidad entre las tallas del implante estándar y de la población, el cirujano debe retirar tejido sano para proporcionar el espacio requerido para la implantación, labor que no debe ser realizada con un implante a la medida dado la excelente coincidencia entre las geometrías del implante y el tejido huésped, minimizándose así la pérdida de tejido sano.

Para casos especiales en los cuales las necesidades fisiológicas y patológicas, se requieren implantes que se adapten perfectamente a estas condiciones, y que adicionalmente, sean de costo reducido y de funcionabilidad adecuada, la evaluación funcional y geométrica previa a la obtención del implante a utilizar es de gran valor dentro del proceso de planeación quirúrgica.

## 4.2 Conclusiones

La utilización de técnicas de ingeniería asistida por computador para el estudio de articulación metacarpo-falángica, permitió conocer las condiciones mecánicas de ajuste del implante diseñado de tal manera que no se excedieran las resistencias mecánicas del tejido óseo, adicionalmente, permitió conocer las magnitudes y distribuciones de los micro-desplazamientos durante los movimientos pasivos de flexión-extensión, responsable de la estabilidad primaria del implante la cual a largo plazo contribuye de manera muy significativa al anclaje del implante a tejido anfitrión.

Si se tiene en cuenta manera tradicional en la que se planeaban y ejecutaban las cirugías de osteotomía para articulación metacarpo-falángica frente a la metodología de implementar modelos computacionales mediante estrategias de ingeniería inversa e ingeniería y diseño asistido por computador se puede concluir que esta metodología permite un estudio preoperatorio más detallado, permitiendo así una mejor planeación de la intervención quirúrgica, así como optimización de la geometría, magnitudes de ajuste y preservación de tejido sano.

Adicionalmente, la implementación de los modelos computacionales antes descritos permitió obtener el modelo geométrico para las superficies articulares de un implante para AMF individualizado que presenta propiedades geométricas apropiadas para el caso

particular de estudio, el cual pudo ser evaluado físicamente debido a la obtención de un modelo por medio de la utilización de tecnologías de prototipado rápido.

La utilización de herramientas personalizadas para el correcto montaje del implante permiten la realización de los cortes, preparación de las cavidades intramedulares y ajuste correcto del implante aumentando así la probabilidad que los resultados computacionales concuerden con los resultados físicos, en el presente trabajo, sólo se realizó la evaluación de las superficies articulares propuestas, así como el acoplamiento de los vástagos a los canales intramedulares respectivos.

Finalmente, se recomienda realizar un análisis individualizado con cada paciente que posea una patología, mal formación o condición, que haga que la aplicación de estrategias tradicionales de planeación y ejecución de la intervención quirúrgica se vuelva demasiado compleja ya sea en la valoración radiográfica, determinación de ubicación y dirección de cortes en osteotomías, magnitud y forma de ajustar el implante estándar o cantidad de tejido a remover.

## Bibliografía

- [1] N. S. Landinez-Parra, D. A. Garzón-Alvarado y J. C. Vanegas-Acosta, «A phenomenological mathematical model of the articular cartilage damage,» *Computer methods and programs in biomedicine*, p. e58 a e74, 2011.
- [2] C. Hendrich, U. Noth y I. Eulert, *Cartilage Surgery and Future Perspectives*, Berlín: Springer, 2003.
- [3] P. J. Evans y N. I. Moge kwu, «Metacarpophalangeal Arthroplasty,» de *Perioperative Management of Patients with Rheumatic Disease*, Cleveland, OH, USA, Springer, 2013, pp. 322-326.
- [4] D. L. Masden, M. L. Iorio y J. P. Higgins, «Small Joint Reconstruction of the Hand,» *Clinics in Plastic Surgery*, vol. 38, nº 4, p. 751–760, 2011.
- [5] S. W. Wolfe, R. N. Hotchkiss, W. C. Pederson y S. H. Kozin, *Green's Operative Hand Surgery volume 1*, Elsevier Health Sciences, 2010.
- [6] H. Singh y J. J. Dias, «Surface replacement arthroplasty of the proximal interphalangeal and metacarpophalangeal joints: The current state,» *Indian journal of plastic surgery*, vol. 44, nº 2, p. 317–326, 2011.
- [7] S. Ono, P. Entezami y K. C. Chung, «Reconstruction of the Rheumatoid Hand,» *Clinics in Plastic Surgery*, vol. 38, nº 4, p. 713–727, 2011.
- [8] P. M. Murray, «Surface Replacement Arthroplasty of the Proximal Interphalangeal Joint,» *The Journal of Hand Surgery*, vol. 32, nº 6, p. 899–904, 2007.
- [9] M. L. Drake y K. A. Segalman, «Complications of Small Joint Arthroplasty,» *Hand Clinics*, vol. 26, nº 2, p. 205–212, 2010.
- [10] F. C. Montoliu, *Biomateriales I*, Barcelona.

- [11] V. Migonney, G. Rohman, D. C. Faletín, C. Vaquette, V. Viateau, A. Deacmbro, M. Manassero, A. Mainjot, S. Le Goff, J. P. Attal y E. Durson, *Biomaterials*, John Wiley & Sons, Inc., 2014.
- [12] B. M. Holzapfel, J. C. Reichert, J.-T. Schantz, U. Gbureck, L. Rackwitz, U. Nöth, F. Jakob, M. Rudert, J. Groll y D. W. Hutmacher, «How smart do biomaterials need to be? A translational science and clinical point of view,» *Advanced Drug Delivery Reviews*, vol. 65, p. 581 – 603, 2013.
- [13] W. F. Smith, *Fundamentos de la ciencia e ingeniería de los materiales*, Madrid: McGraw-Hill, 1998.
- [14] W. D. Callister, *Introducción a la ciencia e ingeniería de los materiales*, Barcelona: Reverté, 2002.
- [15] M. Kutz, Ed., *Biomedical engineering and Design Hand Book*, Segunda ed., Vols. %1 de %21 - Fundamentals, McGrawHill, 2009.
- [16] D. R. Askeland, *Ciencia e ingeniería de los materiales*, Mexico D.F.: International Thomson Editores, 1998.
- [17] P. Tranquilli Lealli, A. Merolli, M. Santtin, F. Mollica, L. Ambrosio, T. J. Joyce, F. Catalano, S. Thomopoulos y L. Rocchi, *Biomaterials in hand Surgery*, Milan: Springer, 2009.
- [18] T. Pylios, *A new metacarpophalangeal joint replacement prothesis (Tesis)*, 2010.
- [19] B. G. Escott, K. Ronald, M. G. P. Judd y E. R. Bogoch, «NeuFlex and Swanson Metacarpophalangeal Implants for Rheumatoid Arthritis: Prospective Randomized Controlled Clinical Trial,» *The Journal of Hand Surgery*, vol. 35, nº 1, pp. 44-51, 2010.
- [20] H. Hayashi, H. Shimizu, S. Okumura y K. Miwa, «Necessary Metacarpophalangeal Joints Range of Motion to Maintain Hand Function,» *Hong Kong Journal of Occupational Therapy*, vol. XX, pp. 1-5, 2014.
- [21] L. B. Wall y P. J. Stern, «Clinical and Radiographic Outcomes of Metacarpophalangeal Joint Pyrolytic Carbon Arthroplasty for Osteoarthritis,» *The Journal of Hand Surgery*, vol. 38, nº 3, p. 537–543, 2013.
- [22] K. C. Chung, S. V. Kotsis, E. F. Shaw Wilgis, D. A. Fox, M. Regan, M. Kim y F. D. Burke, «Outcomes of Silicone Arthroplasty for Rheumatoid Metacarpophalangeal

- Joints Stratified by Fingers,» *The Journal of Hand Surgery*, vol. 34, nº 9, p. 1647–1652, 2009.
- [23] M. K. Neral, D. E. Pittner, A. M. Spiess y J. E. Imbriglia, «Silicone Arthroplasty for Nonrheumatic Metacarpophalangeal Joint Arthritis,» *The Journal of Hand Surgery*, vol. 38, nº 12, pp. 2412-2418, 2013.
- [24] J. F. Waljee y K. C. Chung, «Objective Functional Outcomes and Patient Satisfaction After Silicone Metacarpophalangeal Arthroplasty for Rheumatoid Arthritis,» *The Journal of Hand Surgery*, vol. 37, nº 1, p. 47–54, 2012.
- [25] M. R. Abdul Kadir, N. Kamsah y M. A. Aminullah, Finite Element Study of Metacarpophalangeal Joint Silicone Implant, vol. 21, Kuala Lumpur: Springer, 2008, pp. 420-423.
- [26] E. Podnos, E. Becker, J. Klawriter y P. Strzepa, «FEA analysis of silicone MCP implant,» *FEA analysis of silicone MCP implant*, vol. 37, nº 7, p. 1217–1226, 2006.
- [27] E. A. Biddiss, E. R. Bogoch y S. A. Meguid, «Three-dimensional finite element analysis of prosthetic finger joint implants,» *International Journal of Mechanics and Materials in Design*, vol. 1, nº 4, pp. 317-328, 2004.
- [28] Y. Haik y T. Shahin, Engineering Design Process, Cengage Learning, 2011.
- [29] . D. Strong, «UVic Design Engineering Office,» University of Victoria, 2010. [En línea]. Available: <http://www.design.engr.uvic.ca/uploads/engr400-designprocess.pdf>. [Último acceso: 25 07 2015].
- [30] V. Raja y K. J. Fernandes, Reverse Engineering - An Industrial Perspective, Springer , 2008.
- [31] W. Wang, Reverse Engineering, Technology of Reinvention, New York: CRC Press, 2011.
- [32] D. G. Ullman, The Mechanical Design Process, McGraw-Hill, 2009.
- [33] G. E. Dieter y L. C. Schmidt, Engineering Design, New York: Mc Graw Hill, 2013.
- [34] Y. Haik y T. M. Shahin, Engineering Design Process, Cengage Learning, 2010.
- [35] W. Birkfellner, Applied Medical Image Processing - A Basic Course, CRC Press, 2014.

- [36] J.-H. Lim, S.-H. Ong y W. Xiong, *Biomedical image understanding : methods and applications*, John Wiley & Sons, 2015.
- [37] I. N. Bankman, *Handbook of Medical Image Processing and*, San Diego, CA, USA: Academic Press, 2008.
- [38] Materialise, *Mimics 10,0 help pages*.
- [39] X. Chen y Y. Liu, *Finite Element Modeling and Simulation with Ansys Workbench*, CRC Press, 2015.
- [40] . H.-H. Lee, *Finite Element Simulations with Ansys Workbench 14*, SDC Publications, 2013.
- [41] J. F. Shackelford, *Advanced Ceramics, Vols. %1 de %21 - Bioceramics*, Singapore: Taylor & Francis, 2005.
- [42] C. J. Ojeda Díaz, *Estudio de la influencia de estabilidad primaria en el diseño de vástagos de prótesis femorales personalizadas: Aplicación a paciente específico*, Madrid, 2009.
- [43] C. J. Ojeda Díaz, *Estudio de la influencia de estabilidad primaria en el diseño de vástagos de prótesis femorales personalizadas: aplicación a paciente específico*, Madrid, 2009.
- [44] F. L. Bueno Palomeque, «Análisis biomecánico para evaluar cirugía reconstructiva de cadera con secuelas de displasia,» Bogotá, 2013.
- [45] J. L. Sancho Bru, A. Pérez González, M. Vergara Monedero y D. Giurintano, «A 3-D dynamic model of human finger for studying free movements,» *Journal of Biomechanics*, vol. 34, nº 11, p. 1491–1500, 2001.
- [46] J. A. Montero Simón, «LAS ARTICULACIONES DE LA MANO,» Universidad de Catambria, [En línea]. Available: [http://grupos.unican.es/apoptosis/extremidad\\_superior/Articulaciones\\_y\\_vainas/articulacion\\_delamano.htm](http://grupos.unican.es/apoptosis/extremidad_superior/Articulaciones_y_vainas/articulacion_delamano.htm). [Último acceso: 12 09 2015].
- [47] F. Javed y G. E. Romanos, «The role of primary stability for successful immediate loading of dental implants. A literature review,» *Journal of Dentistry*, vol. 38, pp. 612-620, 2010.

- [48] V. Kokovic, M. Vasovic y E. Shafi, «Assessment of primary implant stability of self-tapping implants using the resonance frequency analysis,» *The Saudi Journal for Dental Research*, vol. 5, pp. 35-39, 2014.
- [49] D. Kurniawan, F. M. Nor, H. Y. Lee y J. Y. Lim, «Finite element analysis of bone-implant biomechanics: refinement through featuring various osseointegration conditions,» *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, vol. 41, nº 9, p. 1090–1096, 2012.
- [50] J. C. Vanegas Acosta, N. S. Landinez P., D. A. Garzón Alvarado y M. C. Casale R., «A finite element method approach for the mechanobiological modeling of the osseointegration of a dental implant,» *Computers methods and programs in biomedicine*, vol. 101, nº 3, pp. 297-314, 2011.
- [51] J. Y. Wong, J. D. Bronzino y D. R. Peterson, Edits., *Biomaterials Principles and practices*, CRC Press, 2013.
- [52] Materialise, *Mimics Remesh 9,9 Help*.
- [53] ANSYS, Inc, *ANSYS Mechanical User Guide*, Canonsburg, 2012.