



**ANÁLISIS DE PRÓTESIS DE CADERA NO CEMENTADA**

**TESIS**

PARA OBTENER EL GRADO DE

**MAESTRO EN  
MANUFACTURA AVANZADA**

PRESENTA

**ING. CÉSAR ALEJANDRO RODRÍGUEZ CAMARGO  
ASESOR: DR. VÍCTOR ALFONSO ALCÁNTAR CAMARENA**

AGUASCALIENTES, AGS., OCTUBRE 2020.

# CARTA DE LIBERACIÓN DEL ASESOR



Aguascalientes, Aguascalientes a 3 de septiembre del 2019.

Dra. María Guadalupe Navarro Rojero  
Directora de Posgrado  
CIATEQ, A.C.

Por medio de la presente me dirijo a usted en calidad de Revisor del proyecto terminal del alumno **César Alejandro Rodríguez Camargo**, cuyo título es:

"Análisis de prótesis de cadera no cementada"

Después de haberlo leído, corregido e intercambiado información con el alumno, y realizado los cambios que le fueron sugeridos, puede ser autorizada su impresión, a fin de que se inicien los trámites correspondientes para su defensa.

Sin otro particular por el momento, y en espera de que mis sugerencias sean tomadas en cuenta en beneficio del estudiante y la Institución, agradezco la atención prestada.

Atentamente,

Dr. Víctor Alfonso Alcántar Camarena

UNIVERSIDAD POLITÉCNICA BICENTENARIO

Carr. Silao-Romita Km. 2 San Juan de los Durán | Silao de la Victoria, Gto. México | C.P. 36283 | Tel. (472) 723 87 00  
[www.upbicentenario.edu.mx](http://www.upbicentenario.edu.mx) Email: [contactoupb@upbicentenario.edu.mx](mailto:contactoupb@upbicentenario.edu.mx) | [f](#) [t](#) @Upbicentenario

# CARTA DE LIBERACIÓN DEL REVISOR



**NISSAN MEXICANA S.A. DE C.V.**  
Km. 75 Carr. Federal Lagos de Moreno – Aguascalientes  
C. P. 20909, Aguascalientes, Ags.  
Tel. Conm: 01 (449) 9104111

Aguascalientes, Aguascalientes a 3 de septiembre del 2020.

Dra. María Guadalupe Navarro Rojero  
Directora de Posgrado  
CIATEQ, A.C.

Por medio de la presente me dirijo a usted en calidad de Revisor del proyecto terminal del (la) alumno (a) **César Alejandro Rodríguez Camargo**, cuyo título es:

"Análisis de prótesis de cadera no cementada"

Después de haberlo leído, corregido e intercambiado información con el (la) alumno(a), y realizado los cambios que le fueron sugeridos, puede ser autorizada su impresión, a fin de que se inicien los trámites correspondientes para su defensa.

Sin otro particular por el momento, y en espera de que mis sugerencias sean tomadas en cuenta en beneficio del estudiante y la Institución, agradezco la atención prestada.

Atentamente,

Firma

A handwritten signature in black ink, appearing to read "Jorge Calzada", written over a horizontal line.

M. M. A. Jorge Calzada Gómez

## RESUMEN

Las prótesis de cadera están compuestas por diferentes partes, que a su vez están compuestas por diferentes materiales las cuales se atribuye por sus diferentes materiales. Entre los elementos principales de las prótesis de cadera son el vástago, cabeza femoral y cotillo. En este estudio se abordará el estudio del vástago, con la finalidad de analizar y aportar herramientas para reducir el índice de fallas en el procedimiento de implantación. El Procedimiento quirúrgico desarrollado para la implementación de implantes de vástago y acetábulo de cadera se denomina Artroplastia Total de Cadera (ATC). Consta de remplazar la cabeza femoral del acetábulo, por un sistema predominantemente metálico en los casos en que la articulación ha sido dañada de manera irreversible debido a diferentes factores como desgastes articular, necrosis, artritis, fractura entre otras. Hoy en día, la relación del proceso médico con el apoyo de la ingeniería ha estrechado sus lazos. De esta asociación han surgido estudios, técnicas y herramientas que permiten disminuir la incertidumbre del proceso quirúrgico. Esto le brinda al paciente una mayor probabilidad de éxito en el acoplamiento óseo del implante. Sin embargo, aunque este procedimiento se realiza con gran regularidad, los investigadores continúan en el desarrollo estudios sobre este tema. El implante debe colocarse con impactos de martillo de tal forma que se asegure la estabilidad sin riesgo de fractura ósea. En este estudio se realiza un modelo matemático para predecir el posicionamiento del vástago con esta técnica.

Actualmente, el uso de herramientas computacionales basados en el método de elemento finito son una extraordinaria opción para el estudio biomecánico del cuerpo humano, materiales biocompatibles, comportamiento de las prótesis, entre otros. En el presente trabajo se propone la aplicación del método de elemento finito para el diseño óptimo de una prótesis de cadera. Otro elemento que se considera fundamental en este estudio es el uso y aplicación de redes neuronales artificiales (RNA), el cual nos sirve como herramienta predictiva para el posicionamiento del implante en el método quirúrgico. Una vez que se conoce el proceso, es posible implementar mejoras para ayudar al paciente y facilitar el proceso quirúrgico.

**Palabras clave:** Prótesis de cadera, Elemento finito, Optimización topología, Redes neuronales artificiales.

## **ABSTRACT**

Hip prostheses are made up of different parts, which in turn are made up of different materials which are attributed by their different materials. Among the main elements of hip prostheses are the stem, femoral head and socket. In this study, the study of the stem will be addressed, with the proposal of analyzing and providing tools to reduce the failure rate in the implantation procedure. The surgical procedure developed for the implementation of hip stem and acetabulum implants is called Total Hip Arthroplasty (TCA). Constant to replace the femoral head of the acetabulum, by a predominantly metallic system in cases where the joint has been irreversibly damaged due to different factors such as joint damage, necrosis, arthritis, fracture, among others. Today, the relationship of the medical process with the support of engineering has strengthened its ties. From this association, studies, techniques and tools have emerged that allow reducing the uncertainty of the surgical process. This gives the patient a greater chance of success in the bone coupling of the implant. However, although this procedure is performed with great regularity, researchers continue to pursue studies on this topic. The implant must be placed with hammer impacts in such a way as to ensure stability without risk of bone fracture. In this study, a mathematical model is used to predict the positioning of the stem with this technique.

Currently, the use of computational tools based on the finite element method are an extraordinary option for the biomechanical study of the human body, biocompatible materials, and the behavior of prostheses, among others. In this work we propose the application of the finite element method for the optimal design of a hip prosthesis. Another element that is considered fundamental in this study is the use and application of artificial neural networks (RNA), which serves as a predatory tool for positioning the implant in the surgical method. Once the process is known, it is possible to implement improvements to help the patient and facilitate the surgical process.

**Key words:** Hip prosthesis, Finite element, Topology optimization, Artificial neural networks.

## TABLA DE CONTENIDO

|  |     |
|--|-----|
| CARTA DE LIBERACIÓN DEL ASESOR .....                   | I   |
| CARTA DE LIBERACIÓN DEL REVISOR.....                   | II  |
| RESUMEN.....   | III |
| ABSTRACT .....   | IV  |
| ÍNDICE DE FIGURAS .....                                | VII |
| ÍNDICE DE TABLAS.....                                  | IX  |
| GLOSARIO .....   | X   |
| CAPÍTULO 1. INTRODUCCIÓN .....                         | 1   |
| 1.1 ANTECEDENTES .....                                 | 1   |
| 1.2 DEFINICIÓN DEL PROBLEMA.....                       | 10  |
| 1.3 JUSTIFICACIÓN .....                                | 10  |
| 1.4 OBJETIVO GENERAL .....                             | 11  |
| 1.5 OBJETIVOS ESPECÍFICOS .....                        | 11  |
| 1.6 HIPÓTESIS.....                                     | 11  |
| CAPÍTULO 2. MARCO TEÓRICO .....                        | 12  |
| 2.1 ESTRUCTURA Y FUNCIÓN DE LA CADERA.....             | 12  |
| 2.1.1 Clasificación de los huesos según su forma ..... | 12  |
| 2.1.2 Las articulaciones .....                         | 12  |
| 2.1.3 Clases de articulaciones .....                   | 13  |
| 2.1.4 Estructura del hueso .....                       | 14  |
| 2.1.4.1 Ley de Hooke generalizada.....                 | 15  |
| 2.1.4.2 No linealidad. ....                            | 17  |
| 2.1.4.3 Viscoelasticidad.....                          | 17  |
| 2.2 REDES NEURONALES ARTIFICIALES.....                 | 18  |
| 2.2.1 Capas de una red neuronal artificial .....       | 21  |
| 2.2.2 Aprendizaje o entrenamiento .....                | 22  |
| 2.2.3 Templado simulado.....                           | 23  |
| 2.2.4 Gradiente conjugado (GC).....                    | 24  |
| 2.3 PRÓTESIS DE CADERA .....                           | 24  |

|   |  |    |
|---|--|----|
| 2.3.1   | Requerimientos específicos para la selección del vástago.....  | 25 |
| 2.3.2   | Requerimientos específicos para la selección de la cabeza esférica.....                                | 26 |
| 2.3.3   | Requerimientos específicos para la selección del acetábulo .....                                       | 26 |
| 2.4   | MÉTODO DE ELEMENTO FINITO (MEF) .....  | 28 |
| 2.5   | OPTIMIZACIÓN TOPOLÓGICA .....  | 28 |
| 2.5.1   | Algoritmos de optimización.....  | 29 |
| CAPÍTULO 3: PREDICCIÓN DE LA FUERZA DE IMPACTO Y POSICIÓN DE LA PRÓTESIS EN EL PROCEDIMIENTO DE IMPLANTE DE COPA ACETABULAR ..... |  | 32 |
| 3.1   | INTRODUCCIÓN.....  | 32 |
| 3.2   | DESCRIPCIÓN DEL PROCEDIMIENTO QUIRÚRGICO EXPERIMENTAL DE POSICIONAMIENTO.....                          | 34 |
| 3.3   | RED NEURONAL ARTIFICIAL.....   | 35 |
| 3.4   | MODELO PROPUESTO .....   | 37 |
| 3.5   | RESULTADOS .....   | 41 |
| 3.6   | CONCLUSIONES.....  | 43 |
| CAPÍTULO 4. OPTIMIZACIÓN TOPOLÓGICA DE UNA PRÓTESIS DE CADERA .....   |  | 44 |
| 4.1   | INTRODUCCIÓN.....  | 44 |
| 4.2   | DESARROLLO.....  | 46 |
| 4.2.1   | Características del implante de cadera, generación de malla MEF y las condiciones de estudio CAE ..... | 47 |
| 4.3   | DISCUSIÓN Y ANÁLISIS DE RESULTADOS .....   | 53 |
| 4.4   | CONCLUSIONES.....  | 63 |
| CONCLUSIONES GENERALES Y TRABAJOS FUTUROS .....   |  | 64 |
| APORTACIÓN DE LA TESIS .....  |  | 65 |
| APORTACIÓN SOCIAL DE LA TESIS .....   |  | 66 |
| REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....  |  | 67 |

## ÍNDICE DE FIGURAS

|   |    |
|---|----|
| Figura 1: Ejemplos de huesos y su clasificación.....  | 12 |
| Figura 2: Elementos de la articulación de la cadera. ....   | 13 |
| Figura 3: Estructura interna del fémur. ....  | 15 |
| Figura 4:Componentes de esfuerzo de la ley de Hooke. ....   | 16 |
| Figura 5: a) Representación esquemática del modelo de Maxwell. B) Representación esquemática del modelo de Kelvin-Voig. ....  | 18 |
| Figura 6: Neurona biológica.....  | 19 |
| Figura 7: Estructura de una neurona.....  | 20 |
| Figura 8: Estructura de una neurored unicapas. ....   | 21 |
| Figura 9: Estructura de una neurored multicapas. ....   | 22 |
| Figura 10: Prótesis de cadera no cementada.....   | 25 |
| Figura 11:A) optimización paramétrica. B) optimización de forma. C) optimización topológica. ....   | 29 |
| Figura 12: Algoritmo de optimización topológica. ....   | 30 |
| Figura 13: Representación del procedimiento experimental para la inserción de un implante de copa acetabular.....   | 35 |
| Figura 14:a) Registro de la fuerza aplicada y b) desplazamiento vertical del martillo y el implante en función del tiempo.....  | 35 |
| Figura 15: Estructura típica de una RNA con una capa oculta.....  | 36 |
| Figura 16: Diagrama de la red neuronal propuesta.....   | 38 |
| Figura 17: Desempeño de la RNA para la predicción de la fuerza y posición del implante en función del número de neuronas. ....  | 39 |
| Figura 18:Estimación del error en el proceso de validación del caso 4.....  | 41 |
| Figura 19: a) Comparación de los valores de fuerza obtenidos de forma experimental y por medio de la RNA. b) Comparación de los valores de posición obtenidos de forma experimental y por medio de la RNA (caso 4)..... | 42 |
| Figura 20: Método análisis propuesto para el diseño.....  | 47 |
| Figura 21: a) Dimensiones del modelo geométrico (mm), b) Modelo de elemento finito. ....  | 49 |
| Figura 22: Condición de carga aplicado a la prótesis. ....  | 50 |
| Figura 23:Condiciones de carga aplicada – tiempo sobre cada eje.....  | 52 |



|  |    |
|--|----|
| Figura 24:Superficies de contacto y sujeción del implante. ....  | 53 |
| Figura 25: Esfuerzos de Von-Misses para una carga estática. ....                                       | 54 |
| Figura 26: Deformaciones obtenidas del modelo sometido a una carga estática.....                       | 55 |
| Figura 27: Factor de seguridad del modelo sometido a una carga estática. ....                          | 55 |
| Figura 28: Esfuerzos de Von Misses durante un ciclo de marcha.....                                     | 58 |
| Figura 29: Relaciones carga-deformación del análisis cuasi - estático. ....                            | 58 |
| Figura 30: Factor de seguridad paso de carga.....  | 59 |
| Figura 31: Optimización topológica del modelo.....   | 60 |
| Figura 32:A)Refinación del modelo B) Mallado para estudio CAE.....                                     | 61 |
| Figura 33:A) Análisis de deformación de pieza optimizada. B) Análisis de esfuerzos de Von-Misses. .... | 62 |

## ÍNDICE DE TABLAS

|  |    |
|--|----|
| Tabla 1 Complicaciones de una ATC.....   | 2  |
| Tabla 2: Trabajos publicados referentes a estudios en prótesis de cadera.....  | 3  |
| Tabla 3: Propiedades mecánicas representativas de los materiales utilizados en prótesis total de cadera. Para propósitos comparativos se muestran las propiedades exhibidas por los tejidos biológicos representativos en articulaciones. .... | 27 |
| Tabla 4: Número de neuronas y distribución de los datos considerados en cada simulación. ....  | 40 |
| Tabla 5: Propiedades mecánicas representativas de ISO 5832-9 (ASTM F 1586). ....   | 48 |
| Tabla 6: Condiciones del modelo de elemento finito.....  | 49 |
| Tabla 7: Paso de carga en el ciclo de caminata.....  | 51 |
| Tabla 8: Resultados de esfuerzo de Von-Misses del ensayo de cuasi - estático. ....   | 57 |

## **GLOSARIO**

### **Artroplastia total de cadera (ATC).**

En un reemplazo total de cadera, el hueso y el cartílago dañados se remueven y reemplazan con componentes protésicos.

### **Biomateriales.**

Es cualquier sustancia que ha sido diseñada para interactuar con los sistemas biológicos con un propósito médico, ya sea terapéutico (tratamiento, suplementos, reparación o reemplazo de una función tisular del cuerpo) o de diagnóstico.

### **Biomecánica.**

Ciencia que estudia las fuerzas y las aceleraciones que actúan sobre los organismos vivos.

### **CAD.**

Diseño asistido por computadora. Consiste en el uso de programas de ordenador para crear, modificar, analizar y documentar representaciones gráficas bidimensionales o tridimensionales (2D o 3D) de objetos físicos como una alternativa a los borradores manuales y a los prototipos de producto.

### **CAE.**

Ingeniería asistida por computadora. Engloba la simulación, la validación y la optimización de productos, procesos y herramientas de fabricación.

### **Esfuerzo de Von Mises.**

Magnitud física proporcional a la energía de distorsión. En ingeniería estructural se usa en el contexto de las teorías de fallo como indicador de un buen diseño para materiales dúctiles.

### **Método de elementos finitos (MEF).**

Método numérico general para la aproximación de soluciones de ecuaciones diferenciales parciales muy complejas utilizado en diversos problemas de ingeniería y física.

**Osteointegración.**

Conexión directa, estructural y funcional entre el hueso vivo, ordenado, y la superficie de un implante sometido a carga funcional.

**Redes neuronales artificiales (RNA).**

Modelo computacional inspirado en el comportamiento observado en su homólogo biológico. Consiste en un conjunto de unidades, llamadas neuronas artificiales, conectadas entre sí para transmitirse señales.



# CAPÍTULO 1. INTRODUCCIÓN

## 1.1 ANTECEDENTES

El uso de implantes quirúrgicos de cadera fue implementado por Sir John Charnley, a finales de la década de los 60's(1). El Procedimiento quirúrgico desarrollado para la implementación de implantes de vástago y acetábulo de cadera se denomina Artroplastia Total de Cadera (ATC). Consta de remplazar la cabeza femoral del acetábulo, por un sistema predominantemente metálico en los casos en que la articulación ha sido dañada de manera irreversible debido a diferentes factores como desgastes articular, necrosis, artritis, fractura entre otras. De acuerdo al estudio realizado en Zaragoza, España por Ridao Lopez M. (2), en el año 2012 se realizaron 24868 intervenciones de artroplastia de cadera, únicamente para pacientes mayores de 35 años, entre la cuales abarca artroplastia primaria y remplazos. Se estima que alrededor del mundo se realizan 500 000 ATC anualmente (3).

Los materiales más empleados para el diseño de prótesis son principalmente los metales y algunas aleaciones, debido a su capacidad para soportar cargas y resistencia a la corrosión. Dentro de estos metales, destacan el titanio y sus aleaciones ( $[Ti_6Al_7Nb]$  Aleación de titanio niobio UNS R56700,  $[Ti_6Al_4V, Ti_3Al_{2.5}V]$  aleacion de titanio – vanadio) que se encuentran dentro de los materiales más exitosos empleados en implantes ortopédicos y cirugía dental.

El éxito de la integración del implante metálico en la articulación depende de varios factores, entre ellos sobresalen el posicionamiento del vástago, factores físicos como el peso de la persona, historial de enfermedades o padecimientos y principalmente la rehabilitación y cuidados postoperatorios. Debido a que el vástago metálico desarrolla una integración pasiva con el sistema óseo, es necesario el desarrollo del tejido óseo como recubrimiento a la que se denomina osteointegración.

El desarrollo de una ATC, es un procedimiento ortopédico muy delicado en el cual se elabora una previa valoración médica, en el cual se evalúan parámetros de sobrepeso, medicación, valoración dental y urinaria. Con el objetivo de descartar y prevenir cualquier bacteria que pueda generar complicaciones postoperatorias. En el procedimiento quirúrgico el paciente cuenta con una intravenosa, en el cual se le suministra anestesia durante todo el procedimiento. Por lo tanto, se tienen monitoreados

los niveles de oxígeno, frecuencia cardíaca, presión arterial en el paciente para evitar cualquier complicación. A continuación, se limpia la zona quirúrgica con solución antiséptica para prevenir cualquier infección factible de la prótesis. Se realiza una punción de aproximadamente 20 cm hasta llegar a la articulación, en la cual se corta el cuello femoral, se extraerá la cabeza del fémur y se prepara mediante herramientas de fresado el canal femoral en donde se coloca el vástago de la prótesis. Para la introducción del vástago pueden seleccionar dos métodos, la colocación manual y el posicionamiento mediante el uso de un introductor; el cual es una herramienta que permite la maniobrabilidad y posicionamiento del vástago de manera indirecta con el fémur. Para ambos casos la colocación del vástago depende de una secuencia de impactos en el introductor o en el vástago que permitan asentar el vástago en el canal, en este último punto el cirujano contará con indicadores visuales o auditivos para determinar el asentamiento firme dentro del canal. Posteriormente se prepara la cavidad pélvica en la cual se retira el cartílago y se prepara al dar la forma para colocar la copa acetabular. Por último, se sutura la incisión quirúrgica y se inserta el drenaje en la zona para purgar el líquido que ha quedado alojado en la articulación durante la cirugía. Se coloca un parche o vendaje y se lleva al paciente a la zona de reanimación. El proceso de una ATC tiene una tasa muy alta de éxito, sin embargo, puede presentar complicaciones tanto intraoperatorias o posoperatorias. La Tabla 1 (4) lista algunas de las complicaciones que pueden presentar los pacientes tras haberse sometido a un procedimiento de ATC (4).

Tabla 1 Complicaciones de una ATC.

| Intraoperatorias                 | Postoperatorias           |
|----------------------------------|---------------------------|
| Lesiones vasculares              | Luxación                  |
| Lesiones nerviosas               | Infección                 |
| Fracturas                        | Enfermedad tromboembólica |
| Hipotensión debida a cementación | Osteólisis y desgaste     |
|                                  | Fractura/fallo prótesis   |
|                                  | Fractura peri protésica   |
|                                  | Aflojamiento aséptico     |
|                                  | Osificación heterotópica  |
|                                  | Dismetría                 |

Fuente:(4)

En particular, el titanio y algunas de sus aleaciones han aumentado el campo de aplicación en el ámbito de los biomateriales para la sustitución de tejidos rígidos, generado a sus cualidades mecánicas, resistencia a la corrosión, baja densidad, y biocompatibilidad. Resultan en materiales con propiedades supremas cuando son comparados a los aceros inoxidable y aleaciones de cobalto (2).

El uso de herramientas CAE en apoyo para el desarrollo de implantes ha aumentado día con día debido a la demanda creciente de investigación y mejora de elementos que permitan aumentar la calidad de vida de un paciente. La aplicación de modelos matemáticos permite una gran aproximación a las condiciones reales del comportamiento óseo, por lo cual permite desarrollar elementos cada vez más duraderos en el campo de la biomecánica, al generar geometrías y combinaciones de materiales. A continuación, se comenta una breve descripción de los biomateriales utilizados en tratamientos quirúrgicos, cabe mencionar que estos biomateriales pueden ser metales, cerámicos o polímeros.

El estudio del uso de titanio como metales en implantes data de 1924 cuando A. A. Zielrod, quien comenzó a notar efectos negativos como coloración en tejidos y huesos aplicados en animales los cuales se atribuían al uso del metal cuando se implantaba cobre, níquel, zinc, acero al carbón, magnesio, hierro y aluminio. Sin embargo, a partir de estos estudios se destacó la compatibilidad con los tejidos de otros materiales como son el oro, la plata, aleaciones de cobalto, el plomo y aluminio. De aquí se derivó principalmente la llegada de las aleaciones cromo-cobalto y conjunto a los plásticos permitieron el desarrollo tal cual conocemos hoy en día de la implantología (5).

En la Tabla 2 se listan algunos de los trabajos más relevantes referentes a estudios sobre biomecánica.

*Tabla 2: Trabajos publicados referentes a estudios en prótesis de cadera.*

| <b>Enfoque del análisis</b>                | <b>Descripción</b>  | <b>Tipo de estudio.</b>                            |
|--|---|--|
| <b>Comportamiento elástico – plástico.</b> | Vargas, S. B. 2017 (6), se enfocan en el análisis de las condiciones de fractura de un implante de aleación de titanio Ti-6Al-4V. Analiza las | Análisis tridimensional de esfuerzo de Von Misses. |



|   |  |   |
|---|--|---|
|   | condiciones de frontera del estudio del ciclo de caminata y escaleras.   |   |
| <b>Comportamiento elástico – plástico.</b>                | Arrocena - Salgadoa. 2017 (7), centran su estudio en el comportamiento del vástago y de la copa acetabular en un ciclo de carga y descarga de las condiciones normales de marcha. El modelo analizado mediante software CAD-CAE, es un PTC tipo Müller® de vástago recto aleación de acero inoxidable llamada ISO 5832-9 (ASTM F1586).                                     | Análisis tridimensional de esfuerzo de Von Mises. El modelo de contacto es un caso de superficie a superficie.  |
| <b>Comportamiento elástico – plástico.</b>                | Blanco, J. O. 2009 (8), basan su estudio en un modelo 2D, creado a partir de <i>splines</i> ajustados a los contornos de imágenes escaneadas en escala real a 300 dpi de resolución. La figura y dimensiones del implante corresponde a un modelo de tipo <i>Charnley</i> de vástago de Titanio y cabeza femoral de aleación Cr-Co. de ambos modelos que serán analizados. | Análisis bidimensional de esfuerzo de Von Mises. El modelo está formado por 1930 elementos 6508 nodos.  |
| <b>Comportamiento elástico – plástico cuasi estático.</b> | Espino, J. E. 2005 (9), desarrollan un modelo de implante de cadera de aleación Cr-Co ASTM F75 y una capa de cemento PMMA. El modelo se diseña por medio de la toma de dimensiones en una máquina de coordenadas para posterior pasar al análisis MEF.   | Análisis tridimensional cuasi estático del ciclo de marcha en programa de elemento finito, discretizados 13,735 elementos tipo tetra 10 con 22,352 nodos. |

|  |   |   |
|--|---|---|
| <b>Comportamiento de presión y contacto.</b>   | Wang, G. 2010 (10), En el desarrollo del estudio se generaron imágenes escaneadas de la articulación de su cadera de un paciente sano, en el cual se mostró mediante la reconstrucción CAD-CAE un modelo en el cual se analiza el comportamiento de las áreas de presión de esta.   | Análisis tridimensional de presión con 19,206 elementos tetra 10.   |
| <b>Estudio del comportamiento bajo condiciones de esfuerzo, área de contacto y presión de los fluidos.</b> | Junyan Li 2004 (11), presentan en su estudio el comportamiento mecánico de un modelo matemático de la cadera, el cual se analiza por el método de elementos finitos el análisis de una capa de cartílago bifásico, bajo el esfuerzo de una carga prolongada en la articulación. También se analiza la influencia de espacio entre la cadera, las propiedades del cartílago. | Análisis tridimensional con 135,000 elementos tetraédricos del fémur y de 5700 a 8400 elementos hexaédricos de la cadera. |
| <b>Estudio experimental del comportamiento elástico de los ligamentos de la cadera.</b>                    | Richard J. van Arkel 2015 (12), realizan un estudio de laboratorio el cual consta de articulaciones cadavéricas sometidas a movimientos de rotación, al simular los movimientos más comunes de la cadera. Con el fin de obtener una referencia futura para pacientes en proceso de rehabilitación.  | Estudio de laboratorio de los movimientos cadavéricos de los ligamentos de una cadera sana.                               |
| <b>Estudio comparativo del factor de carga aplicado a dos casos de caderas</b>                             | C.R. Henak 2014 (13), proponen el análisis de dos casos de carga de una cadera en condiciones normales y otro caso de una cadera en condiciones de displacia por métodos de elemento finito.  | Análisis estático de la cavidad acetabular por MEF.   |
| <b>Estudio de superficies de contacto y</b>  | Guangye Wang 2013 (14), analizan las áreas de contacto en la cavidad acetabular durante las fases de caminata de la una persona, con el fin   | Análisis MEF de cargas estáticas en la cavidad  |

|  |   |   |
|--|---|---|
| <b>condiciones de carga de la cadera en el ciclo de caminata.</b>                      | de identificar las zonas más críticas de contacto y las de mayor acumulación de esfuerzos.  | acetabular en modelo 3D.  |
| <b>Análisis de las repercusiones de una cadera con displacia.</b>                      | B. Vafaeian 2017 (15), generan una reseña de las principales complicaciones que un paciente con displacia en la cadera puede presentar. Como consecuencia se obtienen deformaciones en el fémur, así como el análisis de la causa raíz las cuales pueden ser osteoartritis y reducción del cartílago, las cuales se dan principalmente en pacientes de edad avanzada. | Comparación de recopilación de trabajos enfocados en caderas con displacia en pacientes de edad avanzada.         |
| <b>Análisis de la fractura de cuello del fémur en una cadera con hemiartroplastia.</b> | Junyan Li 2017 (16), el trabajo trata de la deducción de la causa raíz de la fractura de cuello femoral en una cadera postoperatoria de hemiartroplastia. Se deduce que la principal causa de esta falla es la reducción de espaciamiento brindado por el cartílago.  | Análisis estático de carga en un modelo MEF durante un periodo de 4000s. Análisis dinámico de carga de 10 ciclos. |
| <b>Análisis del diseño de plato de unión para tratamiento de fractura cubital.</b>     | Chakladar 2016 (17), desarrollan una propuesta de diseño de un elemento protésico para el tratamiento de una fractura de cubito, diseñado con un material compuesto.  | Análisis no lineal del comportamiento del material compuesto.   |
| <b>Análisis del comportamiento del hueso mediante Micro-CT.</b>                        | Chen, Y. 2017 (18), comparan mediante el uso micro tomografías computarizadas y el proceso experimental con el uso de jigs, las propiedades mecánicas de los tejidos.   | Comparación de los resultados obtenidos por ambos métodos   |

|  |   |  |
|--|---|--|
|  |   | con el algoritmo de predicción.  |
| <b>Revisión de casos de platos de fijación en fractura femoral.</b>  | E. Vandebussche 2014 (19), recopilación del estudio de casos de fracturas femorales mediante el uso de platos de fijación. Comparativa del desempeño de este método en pacientes de diferentes grupos de edades.  | Recopilación de casos de estudio y comparativa del éxito del procedimiento.  |
| <b>Análisis numérico de platos para el tratamiento de fractura femoral.</b>                                      | Maharaj 2013 (20), estudian el comportamiento de los diferentes modelos platos de unión para el tratamiento de ciertas fracturas femorales, entre estos platos podemos destacar diferentes materiales como el acero inoxidable, titanio, alúmina, nylon y PMMA. | Modelado 3D y análisis estático de los platos de unión mediante la evaluación de las diferentes variables de materiales. |
| <b>Análisis del comportamiento de la junta mecánica de una prótesis de cadera en las actividades cotidianas.</b> | Saputra 2013 (21), analizan el comportamiento de la junta mecánica de un paciente con prótesis de cadera, con el fin de observar los grados de movilidad en comparativa con una articulación sana.  | Análisis estático y de presión en la prótesis acetábulo y cabeza femoral.  |
| <b>Análisis para determinar la fractura del vástago de una prótesis de cadera.</b>                               | Katarina Colic 2016 (22), análisis del comportamiento estático del vástago de una prótesis de cadera, con el fin de validar las condiciones a las que se somete antes de una fractura.  | Análisis estático lineal del vástago con una aleación de Ti-6Al-4V.  |
| <b>Modelado y análisis del piso femoral parte de</b>   | P. Y. Noritomi 2013 (23), en este proyecto se enfoca principalmente en la reproducción y validación del piso femoral en un modelo 3D se tomó como punto de partida la segmentación  | Análisis estático del comportamiento   |

|   |   |  |
|---|---|--|
| <b>una resonancia magnética.</b>  | de imágenes por medio del resonancia magnética y herramientas CAD.  | mecánico de la pelvis.   |
| <b>Análisis de modelos y diseño de nuevos enfoques de prótesis de cadera.</b>   | Fiorentino 2013 (24), enfocan el desarrollo de prótesis en términos de manufactura, con el fin de desarrollar nuevas propuestas de diseños mediante el uso de herramientas como QFD, CAD – CAE. | Análisis MEF estático para evaluar el comportamiento de los diseños conforme a su geometría. |
| <b>Recopilación y evaluación de enfoques del FEM en el modelado de la biomecánica.</b>                                  | Parashar 2016 (25), elaboran una recopilación de información sobre los distintos enfoques que se han dado a los análisis MEF en la reproducción en modelos CAD de huesos y prótesis.            | Comparativa de metodologías y procedimientos para el diseño y aplicación del MEF.            |
| <b>Comparativa de las propiedades a tensión de una aleación de titanio - vanadio en una prueba de tensión y el MEF.</b> | La Rosa 2016 (26), comparan las propiedades de un ensayo a tensión para el diseño personalizado de una prótesis para la pelvis.   | Análisis estático del modelo de la pelvis sometido a esfuerzos de tensión.                   |
| <b>Entrenamiento y comparación de redes neuronales en LabVIEW.</b>  | Nolasco 2018 (27), evalúan la veracidad de diferentes algoritmos de redes neuronales, para circuitos resistivos capacitivos.  | Entrenamiento de redes neuronales y comparativa de redes en diferentes estructuras.          |
| <b>Análisis de carga de una cadera de una persona</b>   | Jing-guang Qian 2016 (28), desarrollan un modelo CAD elaborado por imágenes CT y MEF  | Análisis lineal estático considera el  |

|  |   |   |
|--|---|---|
| <b>en posición vertical.</b>   | para el estudio del comportamiento del esfuerzo y deformación de la prótesis.   | peso y la composición mineral del hueso.  |
| <b>Análisis de la relación de vibraciones y el posicionamiento del vástago dentro del fémur.</b> | Vu-Hieu Nguyen 2017 (29), analizan la importancia de la colocación y fijación adecuada en de una prótesis mediante el método quirúrgico indicado el impacto del vástago con un martillo para su posicionamiento adecuado. Analiza la relación de las vibraciones con la relación de impacto para una óptima colocación. | Análisis MEF de vibraciones indica el óptimo posicionamiento del implante para evitar posibles fallas o distensión. |
| <b>Reproducción del comportamiento a esfuerzo de la aorta por MEF y redes neuronales.</b>        | Liang Liang 2018 (30), en este trabajo se realiza un algoritmo que predice el esfuerzo que recibe la aorta, comparado al simulado en MEF.   | Desarrollo de red neuronal comparado contra análisis MEF.   |
| <b>Reproducción de modelo CAD del fémur y análisis CAE.</b>                                      | Aversa Raffaella 2016 (31), reproducen el modelo CAD del fémur sano, al simular la interfaz del hueso trabecular y el esponjoso, para desarrollar un modelo estático por MEF, el cual reproduce las condiciones y propiedades reales.   | Análisis CAE por MEF de un elemento estático.   |
| <b>Modelo CAE para predicción de desgaste.</b>   | LEAL, J. M. M. 2014 (32), desarrollan un modelo matemático apto para predecir el desgaste la superficie de un molde de inyección. Apoyado del MEF.  | Prueba de validación de "T de Student" y Análisis CAE para desgaste.  |

*Fuente: Elaboración propia.*

## **1.2 DEFINICIÓN DEL PROBLEMA**

La ATC es un procedimiento cada día más común en la solución de problemas óseos. Genera un gran cambio en la vida de los pacientes, por tanto, el remplazo de estos elementos es un procedimiento indeseado para ellos.

En el presente proyecto se realiza un estudio del vástago del implante de cadera, el cual mediante un procedimiento quirúrgico es posicionado para remplazar la articulación dañada. En dicha cirugía se tiene un alto grado de éxito, pero algunos casos estos implantes tienden a fallar. Las causas principales del fallo se originan por dos casos el cual puede ser por aflojamiento o por alguna lesión provocada por fractura o caída el paciente. En primera instancia estudia el procedimiento quirúrgico del ATC. Posteriormente se analiza el comportamiento de la prótesis mediante la simulación de las condiciones reales a las que día con día se someterá el paciente en su vida cotidiana, con la finalidad de explorar herramientas de optimización tanto en el vástago como en el proceso de posicionamiento del mismo. La herramienta de optimización del elemento mecánico será el uso de optimización topológica, al generar un modelo eficiente que pudiera mezclar el uso de nuevas tecnologías y procesos de manufactura sin comprometer su vida útil. Al igual que en el proceso quirúrgico se introduce un método de predicción del posicionamiento del vástago mediante el uso de redes neuronales artificiales, la meta de este estudio será brindar una herramienta para el apoyo en cirugías debido a la complejidad de este proceso y la reducción de posibles consecuencias que limiten el éxito de este procedimiento.

## **1.3 JUSTIFICACIÓN**

La artroplastia total de cadera es un procedimiento quirúrgico enfocado en el mejoramiento de la calidad de vida para pacientes que han sufrido una alteración biológica o mecánica. Muchos de los sistemas que se utilizan son modulares y presentan de forma separada el vástago femoral, la cabeza femoral y el componente acetabular. Por lo anterior, en el presente trabajo de tesis se propone la aplicación de redes neuronales artificiales (RNA) para predecir la fuerza de impacto y el desplazamiento de la prótesis durante el procedimiento quirúrgico, como mejora para el método de colocación del componente en la cavidad que se ha labrado en el hueso. Posteriormente, se hace uso de una herramienta CAE, basada en el método de

elementos finitos, para reducir el volumen de material en cada prótesis, reducir peso sin comprometer el desempeño ni la vida útil de la prótesis.

#### **1.4 OBJETIVO GENERAL**

Desarrollar una propuesta de diseño del vástago de una prótesis de cadera, mediante el uso de técnicas de optimización CAD – CAE y el desarrollo de una herramienta para mejorar la sujeción y posicionamiento del vástago en el fémur mediante el uso un modelo predictivo, para incrementar la vida útil para el paciente.

#### **1.5 OBJETIVOS ESPECÍFICOS**

- Analizar el procedimiento quirúrgico de ATC e implementar la propuesta que se presenta en este trabajo de investigación para mejorarlo.
- Generar el modelo CAD de la prótesis vástago recto tipo Müller®, basado en el estudio de Arrocena-Salgadoa.
- Analizar las cargas a las que se somete en los diferentes movimientos del cuerpo.
- Optimización topológica mediante el empleo del método de elementos finitos.
- Elaborar propuestas de mejora mediante el uso de optimización topológica y paramétrica.

#### **1.6 HIPÓTESIS**

Es posible construir un modelo matemático determinístico de una prótesis de cadera con base al método de sujeción del implante, las cargas mecánicas comunes de trabajo en el implante, la aplicación de nuevas tecnologías y herramientas de diseño derivados del análisis del comportamiento mecánico de la prótesis estudiada.



## CAPÍTULO 2. MARCO TEÓRICO

### 2.1 ESTRUCTURA Y FUNCIÓN DE LA CADERA

#### 2.1.1 Clasificación de los huesos según su forma

Los huesos se pueden clasificar de acuerdo a su forma y su función, largos, planos, cortos e irregulares (2). En la primera clasificación están los huesos largos son aquellos donde su longitud predomina a otras dimensiones, poseen una estructura cilíndrica denominada diáfisis y un ensanchamiento en sus extremos llamado epífisis. Los huesos planos predominan el ancho y el espesor, están conformados por dos capas de tejido esponjoso y hueso compacto, su labor es proteger los órganos. Los huesos cortos presentan una regularidad en sus tres dimensiones, son muy resistentes a los impactos y su función principal es el amortiguar y reducir la fricción de los tendones al realizar cambios de direcciones. Por último, los huesos irregulares cumplen funciones específicas, sus dimensiones varían desde grandes como la mandíbula hasta pequeños como los huesos del oído y suelen ser impares. La Figura 1 muestra una clasificación general de los huesos (2).

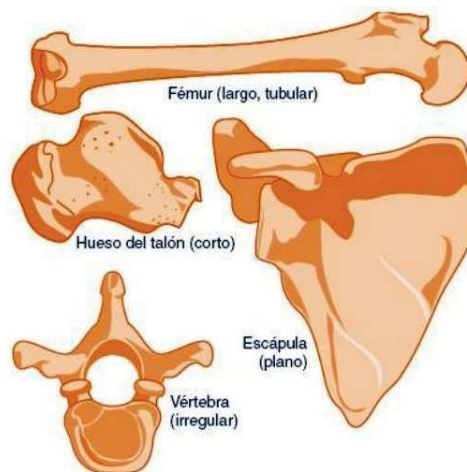


Figura 1: Ejemplos de huesos y su clasificación.

Fuente:(33)

#### 2.1.2 Las articulaciones

La articulación se define como dos superficies óseas que están en contacto entre sí, se clasifican en fijas, semimóviles y móviles. Presentan un conjunto de elementos no óseos

como cartílagos, ligamentos, membrana sinovial sin descartar que en algunas articulaciones existen otros tejidos que brindan funciones específicas a la articulación. Su principal función es mantener el equilibrio, la postura y la locomoción del cuerpo. También cumplen la labor de limitar los movimientos para no exceder una amplitud determinada y evitar lesiones (2).

El cartílago articular es una capa delgada que reviste los extremos de los huesos en contacto, conforman una capa lisa que reduce la fricción, se conforma por fibras elásticas, resistentes y células especiales. Los ligamentos son tiras de tejido, están conformados de fibras elásticas de colágeno. Su función es dar firmeza a la unión de los huesos y limitar la amplitud del movimiento articular. La membrana sinovial es un elemento importante para la articulación ya que se encarga de generar y proveer líquido sinovial que funciona como lubricante y nutre los cartílagos de la articulación. En la Figura 2 se representa una articulación de cadera y fémur, muestra los principales cartílagos y ligamentos que permiten la amplia gama de movimientos.

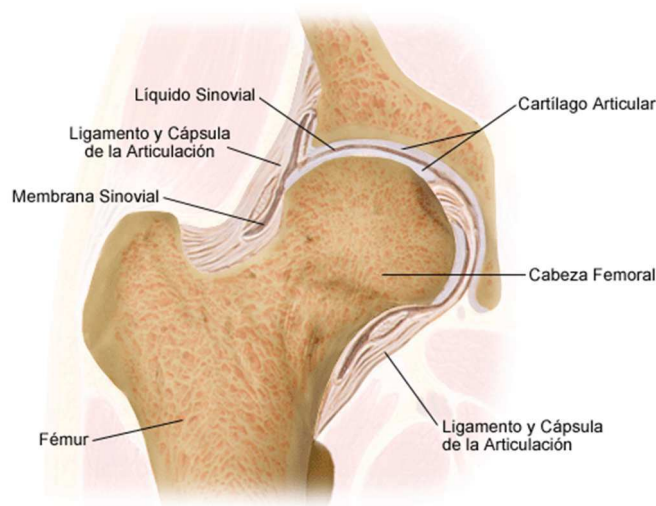


Figura 2: Elementos de la articulación de la cadera.

Fuente:(34)

### 2.1.3 Clases de articulaciones

Las articulaciones se clasifican en:

- Fijas.

- Móviles.
- Semimóviles.

Las articulaciones fijas son conocidas como suturas ya que su función principal es unir. Las articulaciones fijas se llaman sinartrosis, la forma en que están unidos los huesos del cráneo es el ejemplo más claro. Se subdividen en cuatro; dentadas como, armónicas, escamosas y esquindelesis. Las articulaciones semimóviles, permiten un limitado grado de movimiento y los huesos están separados por capas de cartílagos. La principal articulación de este tipo son las vértebras. Según la geometría de las capas articulares, las articulaciones de tipo sinovial o móviles se subclasifican en troclear, trocoide, artrodia, silla de montar, enartrosis y condílea. Los ejemplos más comunes son la primera y segunda vertebra, unión de fémur y cadera o los huesos en la muñeca(35).

#### **2.1.4 Estructura del hueso**

En cuanto a sus propiedades mecánicas, los huesos tienen el comportamiento de un material anisótropo, heterogéneo, no lineal y un comportamiento visco-elástico. En la estructura del hueso reside la complejidad de sus propiedades, en su micro estructura se forman microfibras de colágeno y minerales. De acuerdo a la disposición de estas fibras el tejido óseo se puede clasificar como:

- Tejido óseo primario (inmaduro): La aleatoriedad de las microfibras domina en el hueso donde el tejido presenta una baja resistencia mecánica. Principalmente se encuentra en huesos fetales o en reparación de fracturas óseas.
- Tejido óseo secundario (laminar): El hueso adulto presenta una resistencia mecánica alta, debido a la generación de laminillas estructuradas por microfibras orientadas paralelamente.

En el hueso laminar se pueden encontrar dos tipos:

- Hueso compacto o cortical: se considera como hueso denso que presenta cavidades visibles. Presenta un grado alto de rigidez debido a sus componentes minerales.
- Hueso esponjoso o trabecular: Presenta una mayor porosidad, que contiene una gran cantidad de cavidades interconectadas. Muestra una mayor ductilidad y es

capaz de diferenciar presiones y amortiguar cargas, sin embargo, es menor su dureza que el hueso cortical (36).

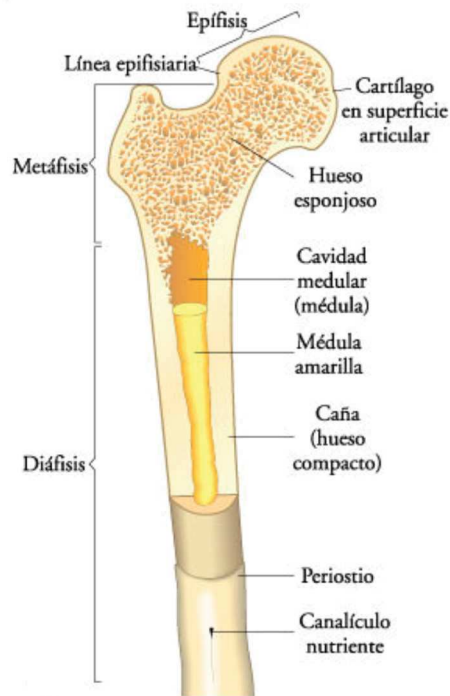


Figura 3: Estructura interna del fémur.

Fuente: (36).

Otro factor importante relacionada con las propiedades de los huesos, es la geometría del mismo. Por ejemplo, las estructuras sometidas a esfuerzos de tensión y compresión, la carga máxima es proporcional a la sección transversal. Por tanto, a mayor área mayor rigidez y resistencia(36).

Para flexión, sin embargo, no solo importa el área de la sección sino como se distribuya el material alrededor del eje neutro en torno al que flexiona el hueso. Por último, en torsión como en flexión tanto la sección transversal como la distribución de material con respecto al eje de torsión son importantes.

#### **2.1.4.1 Ley de Hooke generalizada.**

Los huesos se consideran un material compuesto debido a las fibras y lamelas poseen una dirección específica depende de la región que se analice del hueso. Tanto para el hueso esponjoso y el hueso cortical se presenta el mismo comportamiento anisótropo.

La ley de Hooke generalizada relaciona nueve componentes de esfuerzo y 9 componentes de deformación(37).

$$\sigma_{ij} = C_{ijkl}\epsilon_{kl} \quad (1)$$

Donde  $C_{ijkl}$  son los coeficientes del material y  $\epsilon_{kl}$  representan las componentes de deformación. Para las nueve ecuaciones anteriores se tienen 81 coeficientes elásticos los cuales por la simetría de  $\sigma_{ij}$  se obtiene:

$$C_{ijkl} = C_{jikl}, C_{ijkl} = C_{ijlk} \quad (2)$$

La expresión anterior se puede representar de forma matricial como se muestra a continuación:

$$\begin{Bmatrix} \sigma_{11} \\ \sigma_{22} \\ \sigma_{33} \\ \sigma_{23} \\ \sigma_{13} \\ \sigma_{12} \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} C_{11} & C_{12} & C_{13} & C_{14} & C_{15} & C_{16} \\ C_{21} & C_{22} & C_{23} & C_{24} & C_{25} & C_{26} \\ C_{31} & C_{32} & C_{33} & C_{34} & C_{35} & C_{36} \\ C_{41} & C_{42} & C_{43} & C_{44} & C_{45} & C_{46} \\ C_{51} & C_{52} & C_{53} & C_{54} & C_{55} & C_{56} \\ C_{61} & C_{62} & C_{63} & C_{64} & C_{65} & C_{66} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \epsilon_{11} \\ \epsilon_{22} \\ \epsilon_{33} \\ \epsilon_{23} \\ \epsilon_{13} \\ \epsilon_{12} \end{Bmatrix} \quad (3)$$

La Figura 4 muestra una representación ortogonal del material a lo largo de los ejes ( $x_1, x_2, x_3$ ) (38).

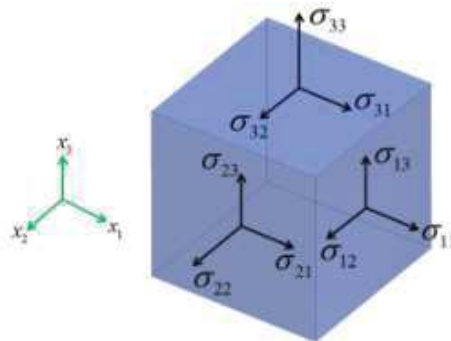


Figura 4:Componentes de esfuerzo de la ley de Hooke.

Fuente:(38)

La ecuación (3) representa un material anisotrópico. Tal material tiene propiedades que cambian respecto a su orientación, como se mencionó antes el número de constantes que se requieren para describir un material anisotrópico son 21.

La inversa de la matriz de rigidez es conocida como matriz de *compliance*  $[S]=[C]^{-1}$ . La matriz  $[S]$  también es simétrica por tanto solo requiere 21 constantes (38).

$$\begin{Bmatrix} \varepsilon_1 \\ \varepsilon_2 \\ \varepsilon_3 \\ \varepsilon_4 \\ \varepsilon_5 \\ \varepsilon_6 \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} S_{11} & S_{12} & S_{13} & S_{14} & S_{15} & S_{16} \\ S_{21} & S_{22} & S_{23} & S_{24} & S_{25} & S_{26} \\ S_{31} & S_{32} & S_{33} & S_{34} & S_{35} & S_{36} \\ S_{41} & S_{42} & S_{43} & S_{44} & S_{45} & S_{46} \\ S_{51} & S_{52} & S_{53} & S_{54} & S_{55} & S_{56} \\ S_{61} & S_{62} & S_{63} & S_{64} & S_{65} & S_{66} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \sigma_1 \\ \sigma_2 \\ \sigma_3 \\ \sigma_4 \\ \sigma_5 \\ \sigma_6 \end{Bmatrix} \quad (4)$$

#### 2.1.4.2 No linealidad.

Si la deformación de un elemento se somete a cargas extremas es infinitesimalmente pequeña, y la relación entre las deformaciones y las tensiones es linealmente elástica, los desplazamientos y las cargas del elemento mantiene siempre una relación lineal. Cuando alguno de los supuestos anteriores no se cumple, las cargas y los desplazamientos seguirán una relación no lineal (39).

La mecánica de sólidos se distinguen dos grandes grupos: la no linealidad geométrica y la no linealidad física. La no linealidad geométrica, aparece cuando el cuerpo experimenta grandes deformaciones, que generan cambios importantes en su configuración geométrica al incrementar el proceso de carga. La no linealidad física, también llamada no linealidad del material, se genera con la relación constitutiva entre deformaciones y tensiones la cual cambia para diferentes niveles de carga, se resume que no es constante durante el proceso de deformación (40).

#### 2.1.4.3 Viscoelasticidad.

Esta propiedad permite al hueso variar su comportamiento en función de la velocidad de aplicación de carga. El hueso es más rígido y resistente cuando las cargas se aplican a mayor velocidad.

En el caso del hueso cortical, a este comportamiento aportan varios factores, entre los que se destacan: los espacios intersticiales de la matriz, es decir; el flujo de fluidos a través de las vías de Volkmann, de Havers, y los canalículos; la aparición de líneas de cementación; entre otras (40).

Algunos materiales presentan un comportamiento dual el cual es denominado fluencia viscoelástica, elástico y viscoso. Presenta una deformación inmediata en ciertas ocasiones, como efecto de la aplicación de la carga, se obtiene una deformación en

función del tiempo de aplicación de la carga una carga constante (41). Matemáticamente se representa de la siguiente manera:

$$\sigma = \eta \frac{d\varepsilon}{dt} \quad (5)$$

Donde  $\eta$  representa una constante viscosa del fluido en el interior de un embolo y  $\frac{d\varepsilon}{dt}$  la relación de la tensión generada es proporcional a la velocidad de deformación. Así pues, la constante elástica del modelo elástico se identifica como  $\xi$ .

El modelo de Maxwell incluye el elemento viscoso y elemento elástico acoplados en serie, Figura 5a), el acoplamiento en paralelo de los dos elementos asimilarse a una disposición acorde a el modelo de Kelvin-Voigt, como se muestra en la figura 5b) (7).

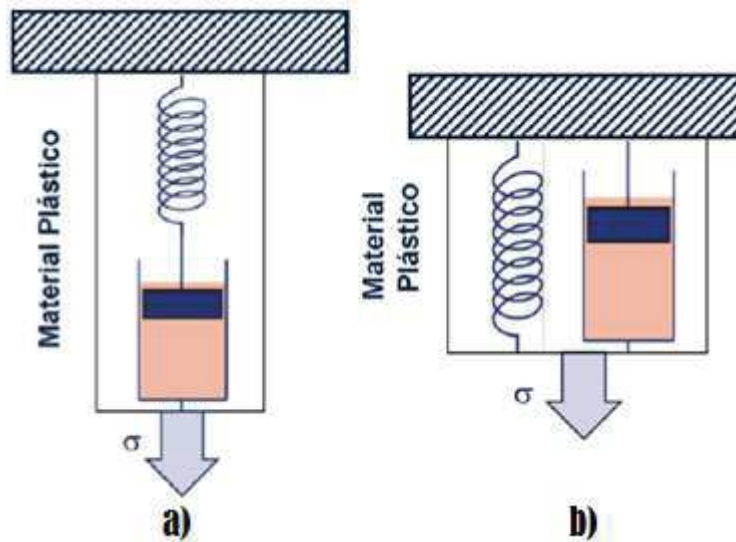


Figura 5: a) Representación esquemática del modelo de Maxwell. B) Representación esquemática del modelo de Kelvin-Voigt.

Fuente: (42)

## 2.2 REDES NEURONALES ARTIFICIALES

Una de las herramientas que han apoyado el desarrollo de la investigación científica es el procesamiento de datos a través del estudio de redes neuronales artificiales. Estos se pueden definir como sistemas de procesamiento de información, mediante la reproducción del proceso de sistemas nerviosos biológicos.

El cerebro es un órgano impresionante del cuerpo, en el cual se aprecian por medio de métodos quirúrgicos un par de capas de tejido, las cuales se pueden diferenciar por su tonalidad gris y blanca, en la cual, respectivamente están formadas por billones de pequeñas células llamadas neuronas. Por otro lado, la capa de tejido blanco que abarca mayormente la corteza cerebral consiste por millones de conexiones entre neuronas(43).

Una neurona está compuesta por todas las partes que cualquier otra célula tengan, y pocas estructuras únicas que la diferencian, ver Figura 6. La principal parte es llamado soma o cuerpo celular. Esta contiene el núcleo, en él está contenido el material genético como cromosomas. Las neuronas contienen una gran variedad de extensiones denominadas dendritas. Aparecen como ramas o puntos crece fuera del cuerpo celular. Las superficies de las dendritas son primordialmente donde se obtienen los mensajes químicos de otras neuronas. Existe una extensión diferente de los demás tipos, se le denomina axón. En ciertas neuronas se dificulta distinguirlo de las dendritas, en otras es sencillo de distinguir por su longitud. La labor del axón es enviar una señal electroquímica a otras neuronas, en ocasiones a una distancia amplia (44).

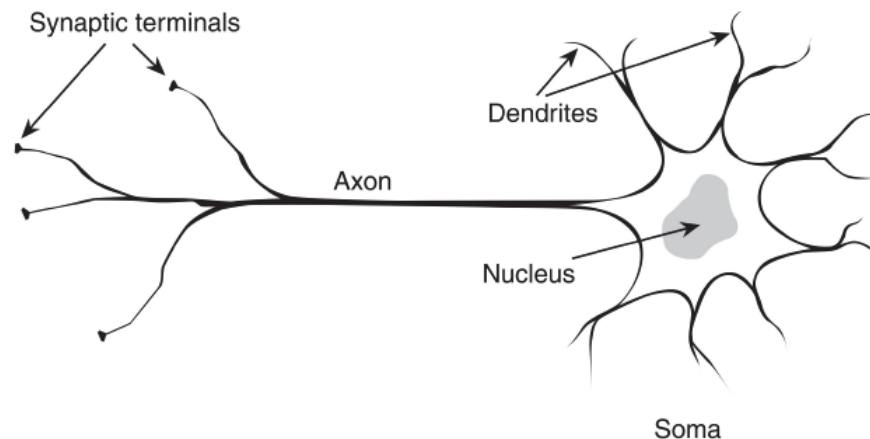


Figura 6: Neurona biológica.

Fuente: (45)

Una red neuronal artificial, es una reproducción del proceso biológico del procesamiento de una neurona, en las cuales está constituida por una serie de bloques llamadas neuronas artificiales. Las cuales son versiones simplificadas de sus homologas biológicas. En una red artificial el número de neuronas varía al depender de su



aplicación, ciertas redes artificiales pueden constar de diez neuronas hasta redes de más de un millón de neuronas(43).

El funcionamiento de las redes neuronales, a diferencia del procesamiento de información en ordenadores convencionales, consta del procesamiento de un sistema no lineal y paralelo, al igual que el funcionamiento del cerebro humano. En un ordenador convencional las operaciones se realizan de manera secuencial, por el contrario, la RNA es un procesador de datos de distribución ampliamente paralela conformado por varias unidades sencillas de análisis, llamadas neuronas(46).

Los siguientes atributos pertenecen a una red neuronal y permiten el análisis de datos óptimamente:

- Inclinación natural a obtener el aprendizaje mediante la experiencia.
- Gran adaptabilidad y alta plasticidad.
- Alto grado de tolerancia a fallar, lo que significa que puede sufrir un daño considerable y mantener un buen comportamiento.
- Comportamiento altamente no lineal.

En el modelado de redes neuronales, solo se trata de replicar las características más importantes de la interacción de la red.

En el esquema representado en la figura se observa el comportamiento de una neurona  $y_j$ , Las  $n$  neuronas  $x_i$  envían pulsos de entrada. Los datos de  $w_{ji}$  representan los pesos sinápticos de  $y_j$ . El peso sináptico consta del producto de su entrada correspondiente y marca la jerarquía relativa de cada señal de entrada.

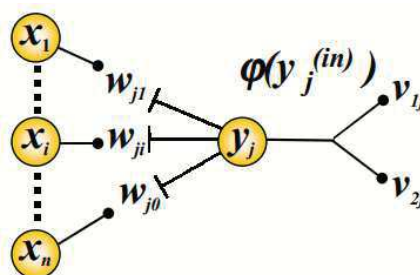


Figura 7: Estructura de una neurona.

Fuente: (46)

La entrada total de la neurona es  $y_j$  es:

$$y_j^{(in)} = \sum_{i=1}^n w_{ji} x_i \quad (7)$$

donde el índice (in) define "input" o entrada.

### 2.2.1 Capas de una red neuronal artificial

Cuando en la red neuronal artificial se trabaja con muchas neuronas, se generan arreglos de neuronas similares en "capas", ver Figura 7.

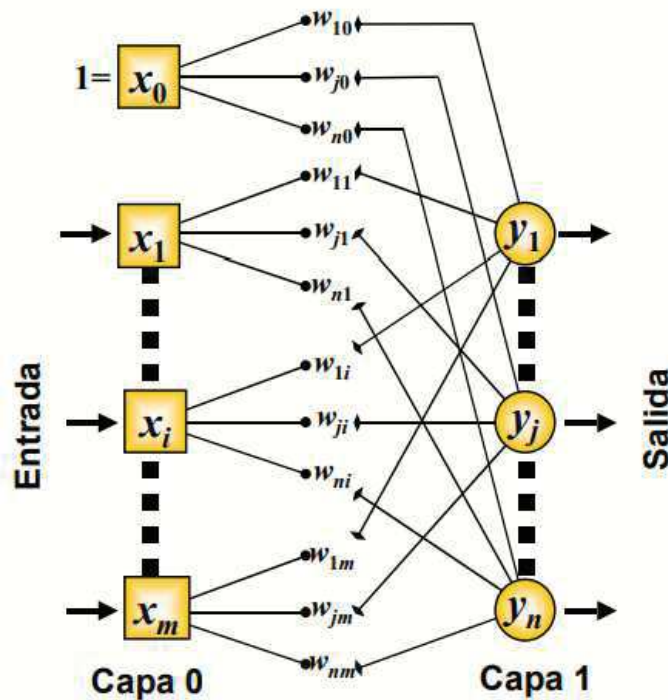


Figura 8: Estructura de una neurored unicapas.

Fuente: (46)

En la figura 8 se muestra la representación de una red neuronal "unicapa", las cuales son empleadas para solucionar la mayor cantidad de los problemas. En este tipo de red unicapa, las neuronas de salida pueden ser no lineales o lineales. De igual manera se pueden añadir más capas a la red tal como se representa en la Figura 9.

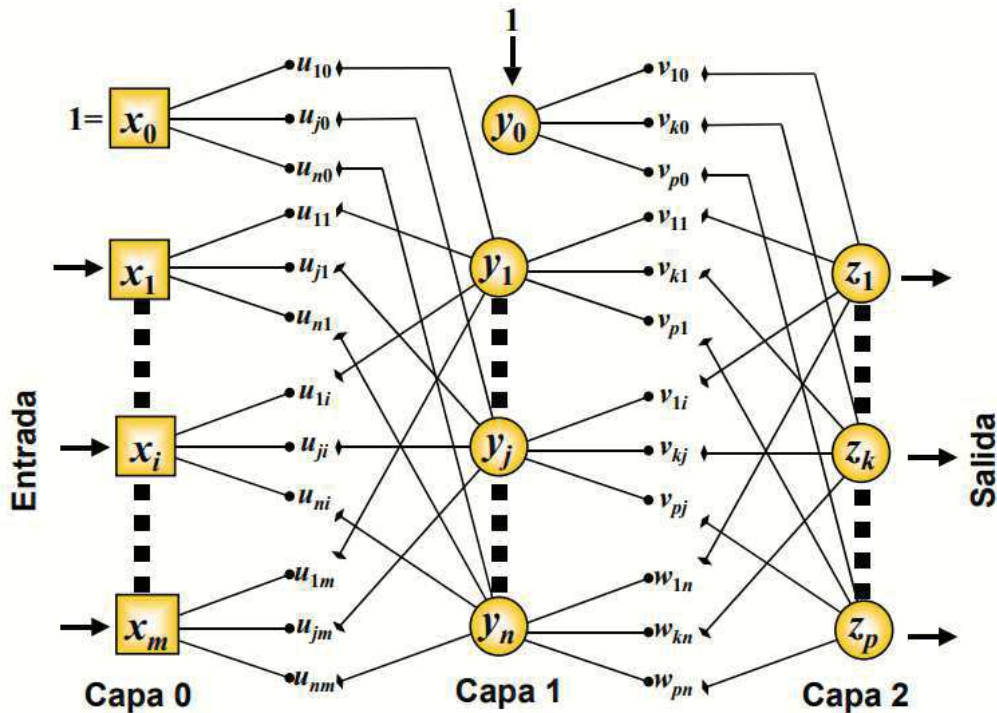


Figura 9: Estructura de una red neuronal multicapa.

Fuente: (46)

### 2.2.2 Aprendizaje o entrenamiento

Como anteriormente se mencionó, una de las características principales de una red neuronal artificial es la plasticidad, la clave de este atributo es la capacidad de aprendizaje.

El conocimiento se clasifica en dos tipos; aprendizaje supervisado y aprendizaje no supervisado. El primer de estos consta de los siguientes pasos:

- El profesor dirige de una serie de  $\mathbf{N}$  pares de entrenamiento  $f x_i(n); d_j(n) g_{n=1}^N$ , en donde  $x_i(n)$  es la  $n$ -ésima señal de entrada y  $d_j(n)$  es la solución correcta de esa entrada.
- Se ingresa una de las entradas  $x_i(n)$  y se espera la respuesta de la red.
- La red responde mediante una salida  $0_j(n)$ .
- Luego se compara las señales, la solución deseada  $d_j(n)$  y la solución de la red  $0_j(n)$ , crea una señal de error  $e_j(n)$ .

- Posteriormente la señal de error corrige la interfaz de la red mediante el uso de algún algoritmo (46).

### **2.2.3 Templado simulado**

La simulación del templado en los métodos de optimización, consta de la reproducción del tratamiento térmico en los metales con el mismo nombre. Los tratamientos térmicos son procesos de manufactura que permiten modificar las propiedades físico - mecánicas de los materiales sin afectar su composición química, facilita este modo un mayor campo de aplicación de los mismos. El templado como tratamiento térmico consta del incremento de temperatura del material, casi a la temperatura de fusión, posteriormente se controla el enfriamiento brinda una mejora en sus propiedades mecánicas. Si el enfriamiento se hace de manera controlada la reorganización de los granos permite una estructuración de un material duro, por el contrario, si el enfriamiento es rápido la estructuración de los granos originara un material frágil. Todos los procesos básicos de tratamientos térmicos incluyen la transformación o descomposición de la austenita; la naturaleza y la apariencia de estos productos de transformación determinan las propiedades físicas y mecánicas de cualquier acero(47).

En los métodos de optimización el templado del material está representado por la estructura de la solución del algoritmo. Por otro lado, la temperatura será representado por el número de soluciones aceptables por el método de optimización. La estructura del algoritmo está basada en tres pasos: perturbación de la solución, evaluación de la calidad de la solución y aceptación la solución si es mejor que la pasada (47).

Para simular el templado en un algoritmo es necesario generar una cantidad de números al azar, los cuales suelen ser un número infinito de números que lleguen a tener una correlación. La creación de estos números aleatorios es seleccionada por un método apropiado de programación. El conocimiento de la función objetivo permite de manera positiva seleccionar el método para la generación de estas soluciones de templado. En algunos casos la principal característica de estos métodos es la calidad o la velocidad de la solución dada, aunque puede requerir que la solución posea estas dos características (48).

Las principales ventajas del uso del templado en los algoritmos de optimización son los siguientes: para ciertos problemas no existe un modelo preciso del problema, ciertas

ocasiones el modelo matemático es muy complicado, el templado permite dar una mejor solución al modelo mediante la implementación de dos etapas: perturbación y evaluación. Otra ventaja del uso del templado es en casos donde el modelo tiene más de una posible solución, a diferencia de otros casos el tener diferentes soluciones puede generar una diferencia entre la calidad de todas las posibles soluciones aceptables(49).

#### **2.2.4 Gradiente conjugado (GC)**

Es un algoritmo para solucionar numéricamente los sistemas de ecuaciones lineales en los cuales las matrices son simétricas y positivas. Se considera como un método iterativo, así que es aplicable a sistemas dispersos que son muy grandes para ser solucionados por métodos directos como por ejemplo la descomposición de Cholesky. Estos sistemas se originan generalmente cuando se solucionan numéricamente las ecuaciones de derivadas parciales (50).

El GC se puede emplear también para solucionar los casos de optimización sin restricciones como la reducción de la energía o muy adecuado para resolver sistemas de la forma  $Ax = b$ , donde A es simétrica y definida positiva. El método de GC está basado en un principio de conjugación se tiene un almacenamiento modesto y siempre converge.

### **2.3 PRÓTESIS DE CADERA**

Los implantes de las articulaciones más utilizados son las de rodilla, hombro y cadera. La prótesis total de cadera consta de un vástago metálico, un acetábulo polimérico y una cabeza esférica la cual puede ser metálica o cerámica.

Para el diseño de vástago se utilizan aleaciones de titanio - vanadio ( $Ti_6Al_4V$ ), el acero inoxidable o aleaciones de cobalto-cromo. Algunos procedimientos quirúrgicos utilizan materiales tipo cemento, los cuales tienen la función de adhesivos entre el hueso cortical del fémur y el vástago. Los cementos utilizados para las aleaciones de titanio son: recubrimientos de hidroxiapatita, biovidrio o titanio. Para el caso del acero inoxidable y las aleaciones de cobalto-cromo se usa el cemento acrílico de Polimetilmetacrilato (PMMA) (51). La Figura 10 muestra una prótesis de cadera no cementada.

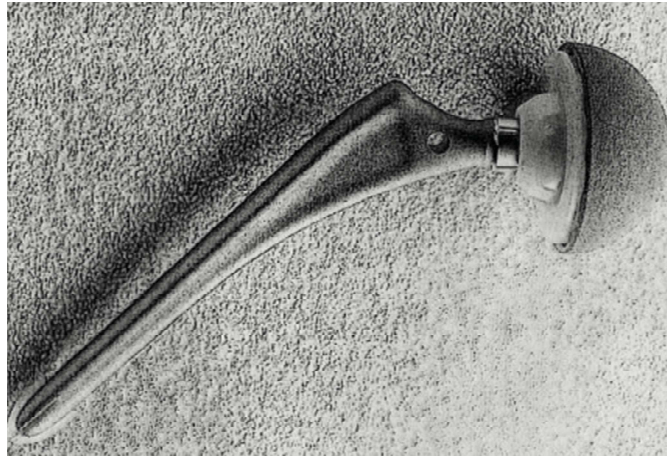


Figura 10: Prótesis de cadera no cementada.

Fuente: (52)

El remplazo de cabeza femoral esta principalmente formado, en el caso de cerámicas, por alúmina dopada o zirconia de alta tenacidad; pueden ser manufacturadas de  $Ti_6Al_4V$  (aleación de titanio-aluminio-vanadio) con implante iónico de nitrógeno. El polietileno de ultra alto peso molecular (UHMWPE) es el por excelencia el material utilizado para el acetábulo.

El diseño de prótesis está relacionado principalmente a las propiedades de los materiales, debido a la alta estabilidad mecánica y química. Se debe considerar los siguientes factores que tengan compatibilidad como: no tener actividad carcinogénica, trombogénica, alérgica o hemolítica entre otras y ser sencillamente esterilizable en un medio que no degrade sus propiedades(51).

A continuación, se listan una serie de requerimientos que debe cubrir una prótesis de cadera:

### **2.3.1 Requerimientos específicos para la selección del vástago**

- a) Alta resistencia a la corrosión
- b) Alta resistencia mecánica.
- c) Rugosidad para facilitar adherencia a un revestimiento que asegure a su vez, su adherencia al hueso cortical, mejora el esfuerzo de corte en dicha interface.
- d) Alta tenacidad a la fractura.

e) La fijación debe asegurar:

- La transferencia de esfuerzo proximal al hueso.
- Alto grado de estabilidad rotacional y axial.
- La menor liberación de esfuerzos al hueso para prevenir su adelgazamiento.

### **2.3.2 Requerimientos específicos para la selección de la cabeza esférica**

a) Muy alta dureza.

b) Alta resistencia mecánica.

c) No permitir la corrosión (ocasionada por hendiduras, por par galvánico o por celdas de concentración) en la superficie de contacto del elemento y el material del vástago.

d) Alta esfericidad.

e) Acabado espejo para reducir fricción entre el acetábulo y este elemento.

f) Alto grado de inercia química a los líquidos sinoviales.

### **2.3.3 Requerimientos específicos para la selección del acetábulo**

a) Bajo coeficiente de fricción entre la cabeza esférica y esta parte.

b) Alta capacidad de carga.

c) Alta resistencia al desgaste.

d) Alta resistencia a la corrosión.

e) Diseño adecuado para prevenir desprendimiento de la cabeza esférica.

f) Acabado espejo para minimizar fricción.

g) Alta esfericidad.

h) Aseguramiento óptimo para eliminar micro movimientos.

i) La parte externa debe tener:

- Dispositivos de aseguramiento a dicho hueso.
- Alta rugosidad para facilitar adherencia al ilíaco.

Tabla 3: Propiedades mecánicas representativas de los materiales utilizados en prótesis total de cadera. Para propósitos comparativos se muestran las propiedades exhibidas por los tejidos biológicos representativos en articulaciones.

| <i>Material</i>                 | <i>Modulo elástico (GPa)</i> | <i>Resistencia fluencia (MPa)</i> | <i>Resistencia tensión (MPa)</i> | <i>Alargamiento ruptura (%)</i> | <i>Resistencia fatiga (MPa)</i> | <i>Densidad (g/cm<sup>3</sup>)</i> | <i>Tenacidad fractura (Mpa.m<sup>1/2</sup>)</i> | <i>Dureza</i> |
|---------------------------------|------------------------------|-----------------------------------|----------------------------------|---------------------------------|---------------------------------|------------------------------------|---|---------------|
| <i>ASTM F138 deformado frio</i> | 200                          | -                                 | 800                              | 7-10                            | -                               | 7.93                               | -   | -             |
| <i>ASTM F138 trabajado frio</i> | 200                          | 700-800                           | 1000                             | -                               | 300                             | 7.93                               | 50-100  | 300-350 VHN   |
| <i>SANDVIK SAF 2507</i>         | 200                          | >1450                             | >1500                            | 3-10                            | 405-500                         | -                                  | -   | -             |
| <i>ASTM F136 Ti6Al4V</i>        | 115                          | 795                               | 860                              | 10                              | 590-630                         | 4-5                                | 30-70   | -             |
| <i>ASTM F562 CoNiCrMo</i>       | 230                          | 1840                              | 1910                             | 9-11                            | 700-800                         | 8.3-9.2                            | -100  | 500-600 VHN   |
| <i>alúmina/MgO</i>              | 380-420                      | -                                 | 280-700                          | -                               | -                               | 3.98                               | 3.5-6   | 2300 VHN      |
| <i>Zirconia Y-PSZ</i>           | -                            | -                                 | -                                | -                               | -                               | -                                  | 6-10  | -             |
| <i>Zirconia Y-TZP</i>           | 150                          | -                                 | -                                | -                               | -                               | 6.05                               | 7-8   | 1200 VHN      |
| <i>Zirconia Mg-PSZ</i>          | 208                          | -                                 | -                                | -                               | -                               | 5.72                               | -8  | 1120 VHN      |
| <i>Bioglass Ceravital</i>       | 500                          | -                                 | -                                | -                               | -                               | 2.4-2.8                            | 2.0-2.5   | -             |
| <i>Hidroxiapatita</i>           | 40-115                       | -                                 | 17-294                           | -                               | -                               | 3.16                               | 1.5-2.0   | 3.43 GPa      |
| <i>P-Etileno UHMWPE</i>         | 1.0-2.2                      | -                                 | 27-30                            | 200-250                         | -                               | 0.93-0.94                          | -   | 64-68 Sh D    |
| <i>Acrílico PMMA</i>            | 3                            | -                                 | 60                               | 8                               | -                               | -                                  | -   | -             |
| <i>Hueso compacto</i>           | 13-19                        | -                                 | 120-150                          | -                               | -                               | 1.86-2.02                          | 2-12  | -             |
| <i>Cartílago</i>                | 0.01-0.1                     | -                                 | 10-30                            | 80                              | -                               | -                                  | -   | -             |
| <i>Colágeno</i>                 | 1                            | -                                 | 50-100                           | 10                              | -                               | -                                  | -   | -             |

Fuente: (6)



## 2.4 MÉTODO DE ELEMENTO FINITO (MEF)

El método de los elementos finitos es la división de un medio continuo en un grupo de menores elementos interconectados por puntos denominados nodos. Se rigen por ecuaciones que determinan el comportamiento del medio continuo y a su vez regirán el del elemento. Así se transforma de un sistema, que es gobernado por una ecuación diferencial o un conjunto de ecuaciones diferenciales, a un sistema con una cantidad de grados de libertad finito en el cual el comportamiento se modela en un conjunto de ecuaciones algebraicas, lineales o no lineales.

El modelo de cálculo del MEF, consta de idealizar el dominio en subdominios los cuales son denominados elementos, que a su vez el dominio es globalizado en un modelo matemático que describa y brinde una solución al problema matemático. El conjunto de soluciones de los subdominios deberá acercarse a la solución global del sistema.

Para cada elemento se debe limitar mediante nodos, en los cuales se representan las variables fundamentales del problema. Para elementos estructurales, las variables de salida son definidas como los desplazamientos nodales, a estas variables de salida se le llaman grados de libertad. A partir de los grados de libertad se pueden obtener otras variables como deformaciones, fuerza, tensiones, entre otras.

## 2.5 OPTIMIZACIÓN TOPOLÓGICA

Herramienta matemática que le brinda al diseñador la capacidad de generar topologías óptimas, la cual definiremos como una pieza diseñada para minimizar o maximizar alguna característica deseada como, por ejemplo; máxima rigidez y resistencia adecuada. Este caso es de los más usados en la ingeniería mecánica pues permite reducir el peso final del producto conserva su rigidez y funcionalidad. Cabe mencionar que la implementación de la optimización topológica no se limita únicamente a este caso, también es ampliamente usada en mecanismos flexibles, micro mecanismos, diseño de materiales con coeficiente de Poisson negativos entre otras (53).

La optimización de productos y procesos tiene la finalidad de la minimización o maximización de una o varias variables limitadas a restricciones. La cual se puede expresar como  $f(x)$ , donde  $x$  representa a las variables del dominio del diseño  $D$ . Donde simplemente se puede definir  $f(x)$  como una función objetivo y  $g(x)$  y  $h(x)$  a las

restricciones, que deberán evaluarse en algunos casos de manera repetitiva para obtener una solución óptima (54).

La optimización se divide de diferentes maneras, ver Figura 11:

- Optimización paramétrica.
- Optimización de forma.
- Optimización topológica.

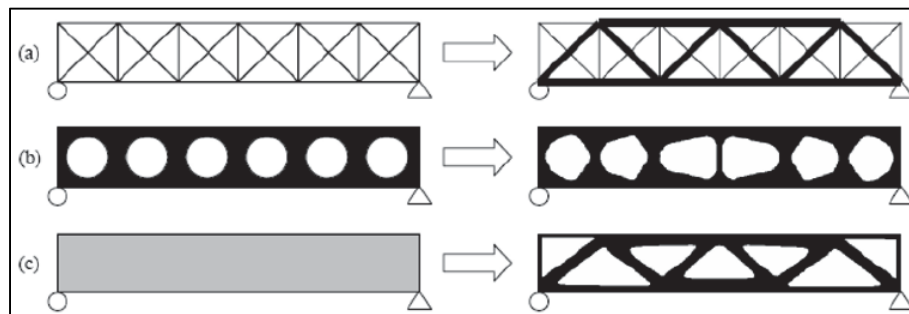


Figura 11:A) optimización paramétrica. B) optimización de forma. C) optimización topológica.

Fuente: (54)

La optimización de las dimensiones geométricas del objeto analizado, a través de la variación de estas, establece una serie de parámetros de diseño, se le denomina optimización paramétrica. Por su parte la optimización de forma, consta de la modificación de restricciones del contorno dado, se obtiene una solución dada por redefinición del contorno de la geometría del diseño. Sin embargo, la optimización topológica, busca determinar la distribución óptima del material dentro de un volumen finito. Puede ser clasificada según su dominio de diseño en dominio de elementos discretos o dominio continuo.

### 2.5.1 Algoritmos de optimización

Mayormente los problemas en el mundo real generan varias soluciones y en algunos casos tienen infinitas soluciones. El objetivo de la optimización es obtener la mejor solución posible de dicho problema, entre el sin fin de todas las soluciones potenciales, en condiciones de algunos criterios de desempeño o efectividad. Para la solución de problemas de optimización se pueden observar 4 tipos principales de métodos:

- Métodos de optimización metaheurística.
- Algoritmos de programación no lineal.
- Métodos de optimización robusta.
- Métodos de confiabilidad.
- Métodos heurísticos especiales.

La Figura 12 muestra el diagrama de flujo del algoritmo de optimización topológica. Este inicia con el modelo geométrico inicial sujeto a determinadas condiciones de frontera. Se ejecuta el análisis estructural y se analiza el estado de esfuerzos en cada elemento. Los elementos sometidos a los menores estados de esfuerzo son eliminados del modelo de elemento finito. Este proceso se repite en cada iteración hasta que ya no sea posible prescindir de elementos del modelo. El modelo final representa la optimización topológica(52).

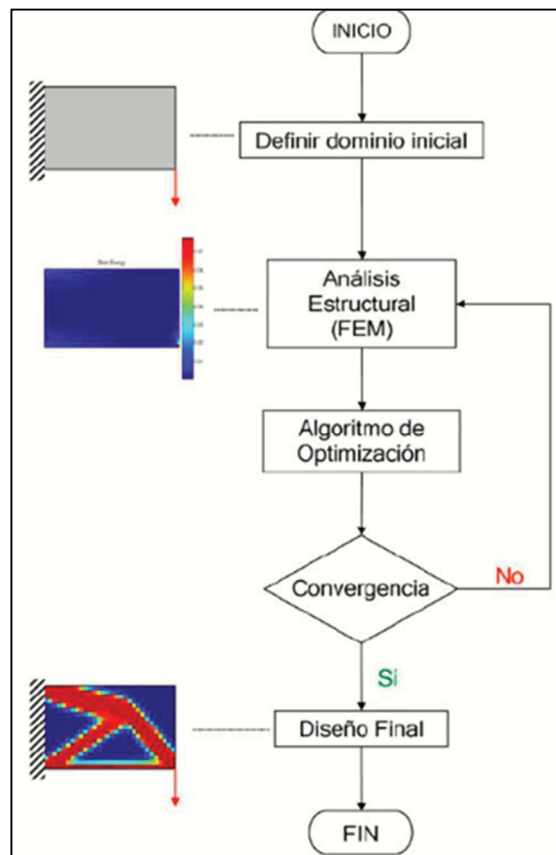


Figura 12: Algoritmo de optimización topológica.

Fuente: (54)

Los algoritmos de programación no lineal, son casos de múltiples variables, para los cual se usa métodos con técnicas de aproximación, métodos basados en información del gradiente, técnicas de optimización jerárquica tales como:

- Programación lineal secuencial.
- Linealización convexa, método de movimiento de asíntotas.
- Programación cuadrática secuencial.
- Programación convexa secuencial.

Como desventaja de la aplicación de estos métodos, es el gran consumo de tiempo de cálculo y análisis computacional.

Los métodos que imitan fenómenos naturales se denominan de optimización metaheurística y han posibilitado el análisis de estructuras complejas. Estos algoritmos brindan a diferencia de los métodos de programación matemática, la recopilación de óptimos globales en casos de optimización no lineal. Algunos ejemplos de métodos de optimización metaheurística son el Templado Simulado (TS) y los Algoritmos Genéticos (AG).

Los métodos de optimización de confiabilidad y robusta, permiten la visualización de la incertidumbre que se presentan en el diseño. El uso de este tipo de estos métodos brinda el análisis multidisciplinario de gran variedad de problemas de ingeniería en la actualidad.

Los métodos heurísticos especiales abarcan técnicas como:

- Autómatas celulares.
- Métodos evolutivos de optimización.
- Métodos de desarrollo metamórficos.

Permiten obtener una solución al problema mediante el uso de reglas simples, genera un bajo costo computacional (52).

# **CAPÍTULO 3. PREDICCIÓN DE LA FUERZA DE IMPACTO Y POSICIÓN DE LA PRÓTESIS EN EL PROCEDIMIENTO DE IMPLANTE DE COPA ACETABULAR**

## **3.1 INTRODUCCIÓN**

La artroplastia de cadera (AC) se trata de una cirugía ortopédica para reemplazar una articulación dañada de la cadera por un implante artificial. Es uno de los procesos quirúrgicos más comunes en la ortopedia. Se realiza en pacientes donde el hueso y el cartílago han sufrido daños irreversibles, por ejemplo; pinzamientos entre hueso o en algunos casos necrosis. Aunque el desarrollo de protocolos, técnicas y materiales ha sido enorme en los últimos años, para el paciente es un proceso largo, desgastante, arriesgado y con un gran lapso de rehabilitación.

Hoy en día, la relación del proceso médico con el apoyo de la ingeniería ha estrechado sus lazos. De esta asociación han surgido estudios, técnicas y herramientas que permiten disminuir la incertidumbre del proceso quirúrgico. Esto le brinda al paciente una mayor probabilidad de éxito en el acoplamiento óseo del implante. Sin embargo, aunque este procedimiento se realiza con gran regularidad, los investigadores continúan en el desarrollo de estudios sobre este tema (18), al plantean la hipótesis de que un vástago geoméricamente anatómico tiene mayor riesgo de aflojamiento que un vástago recto en paciente con necrosis avascular no traumática de cabeza femoral. Desarrollaron estudios de elementos finitos en ambos modelos de vástagos femorales para determinar el desempeño de cada uno. Simularon una carga en la articulación de la cadera durante el golpe de talón. Los resultados mostraron que el modelo de vástago recto presentó mayor estabilidad entre la interfaz hueso/tallo que el modelo geoméricamente anatómico. Por otra parte, los modelos de elementos finitos (EF) de la cadera natural tienen el potencial de ser usados para examinar cómo las enfermedades y terapias afectan el desempeño biomecánico de la articulación. Desde una perspectiva geométrica, se ha demostrado que los modelos de EF con geometría de articulación realista predicen diferentes estados de esfuerzos que aquellos modelos con geometría idealizada.

En cuanto al procedimiento quirúrgico, la estabilidad del implante de copa acetabular (ICA) es un factor determinante para el éxito a largo plazo de la cirugía de cadena no

cementada. Sin embargo, aún es complicado evaluar la estabilidad de este implante debido a la compleja naturaleza de la interfaz hueso-implante. El implante debe colocarse con impactos de martillo de tal forma que se asegure la estabilidad sin riesgo de fractura ósea. Michel et al. (51) analizan las señales de impacto para evaluar la estabilidad de los implantes insertados en muestras de cadáveres. Se emplearon 12 caderas de cadáveres sigue el mismo protocolo que la clínica conduce a 86 configuraciones distintas. Los impactos se realizaron con un martillo equipado con un sensor de fuerza. Se aplicó un modelo matemático para determinar un indicador de fuerza para cada impacto. Como resultado, el coeficiente de correlación de la fuerza registrada por el martillo y el indicador de impacto fue de  $R^2 = 0.69$ . Esta diferencia puede explicarse por la presencia de tejidos blandos alrededor del acetábulo y por el hecho de que el acetábulo no está sujeto a una masa rígida. Por otra parte, Tijou et al. (55) proponen un método basado en el análisis de la fuerza de impacto aplicada durante la inserción a presión del implante de copa acetabular con un martillo equipado con un sensor de fuerza. Se emplearon cinco muestras bovinas con diferentes condiciones de estabilidad que llevaron a 57 configuraciones. Se aplicó una técnica de procesamiento de señal que incluye un filtro para eliminar componentes de alta frecuencia y así obtener un indicador de fuerza para cada impacto. A partir de este procedimiento se logró un coeficiente de correlación de  $R^2 = 0.80$ .

Recientemente, Michel et al. (56) desarrollan un modelo de EF dinámico bidimensional para simular el impacto del ICA en tejido óseo asume fricción en la interfaz del implante del hueso, así como grandes deformaciones. Se consideraron diferentes valores de ajuste de interferencia y velocidades de impacto. Para cada configuración, se analizó la variación de la fuerza aplicada en el martillo y se determinó un indicador en función del impulso de impacto de la señal. Los investigadores también lograron determinar una relación entre la fuerza aplicada por el martillo y la posición de la prótesis. Estos resultados muestran el potencial del análisis del impulso de los impactos para proporcionar información útil sobre la inserción del implante. Al considerar un sensor de fuerza incluido en el martillo quirúrgico, la técnica presenta la ventaja de integrarse fácilmente en la sala de operaciones. Sin embargo, aún se requieren estudios sobre este complejo procedimiento. Podrían considerarse técnicas de análisis que no requieran estudios idealizados de EF para evitar respuestas biomecánicas limitadas debidas a la influencia de los tejidos blandos circundantes. Por lo anterior, en la presente investigación se

propone el uso de redes neuronales artificiales (RNA) para predecir la fuerza de impacto y el desplazamiento de la prótesis durante el procedimiento quirúrgico. El entrenamiento de la RNA se realiza con los datos experimentales obtenidos por Michel et al. (51). Se considera como dato de entrada el tiempo en el cual se registran las señales de impacto. Los datos de salida son la fuerza aplicada y el desplazamiento de la prótesis de copa acetabular. Los resultados muestran altos coeficientes de correlación entre los datos experimentales y los obtenidos con redes neuronales artificiales.

### **3.2 DESCRIPCIÓN DEL PROCEDIMIENTO QUIRÚRGICO EXPERIMENTAL DE POSICIONAMIENTO**

Para el procedimiento de inserción se mecaniza una cavidad hemisférica en la superficie superior de una muestra de hueso bovino, ver Figura 13. El implante se colocó de modo que su eje longitudinal se alinea con el eje de la cavidad. Luego se insertó el ICA en la cavidad realiza una serie de impactos con un martillo de 1.3 kg. La fuerza máxima aplicada está entre 2500 N y 4500 N. Se obtuvo un registro histórico de la fuerza en función del tiempo para cada impacto. La Figura 14a) muestra la fuerza registrada por el martillo durante el impacto realizado durante la fase de medición. La Figura 14b) muestra los desplazamientos medidos en el implante durante el mismo periodo de tiempo. Esta medición se realiza con un ajuste de interferencia de 1 *mm* y una velocidad de impacto de 1  $m \cdot s^{-1}$ . El contacto inicial ocurre en  $t = 0$  y dura aproximadamente 0.1 ms. Los impactos secundarios se obtienen entre 0.24 - 0.39 ms, 0.43 - 0.6 ms y 0.64 - 0.78 ms.

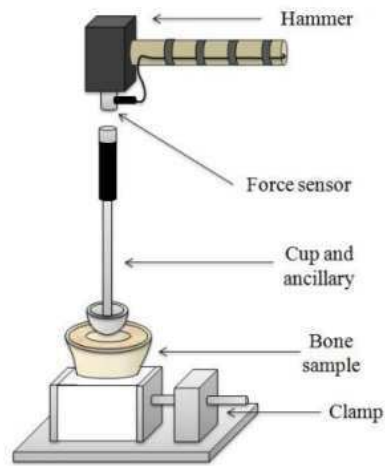


Figura 13: Representación del procedimiento experimental para la inserción de un implante de copa acetabular

Fuente: (51).

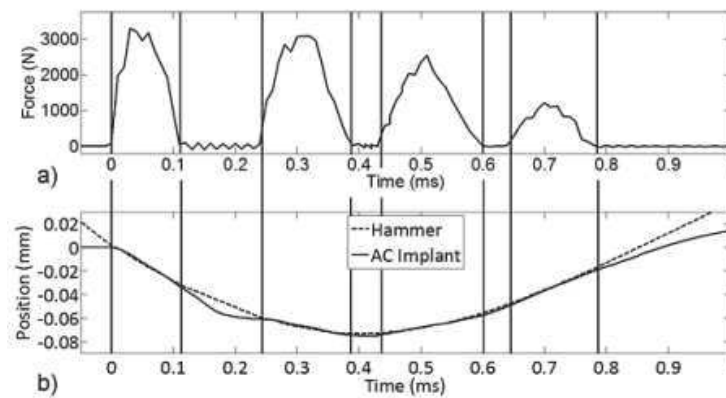


Figura 14:a) Registro de la fuerza aplicada y b) desplazamiento vertical del martillo y el implante en función del tiempo.

Fuente: (51).

### 3.3 RED NEURONAL ARTIFICIAL

Las redes neuronales artificiales (RNAs) son métodos computacionales inspirados en procesos biológicos (57). Estas pueden ser empleadas para solucionar una gran variedad de problemas donde no se cuenta con un modelo matemático o la naturaleza del problema es muy compleja. Una RNA está compuestas por unidades de procesamiento llamadas neuronas. Cada neurona tiene un conjunto de entradas que



reciben estímulos de otras neuronas. Por lo tanto, cuando un conjunto de valores es aplicado en la entrada de la red neuronal, estas se activan para producir un conjunto de valores en su salida. Para propósitos prácticos, el diseño de una red neuronal está configurada con 1 capa de entrada, 1 capa de salida y 0, 1 o 2 capas ocultas, ver Figura 15.

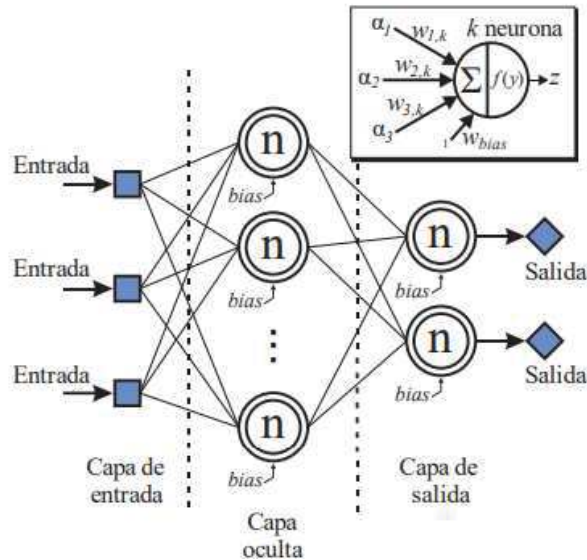


Figura 15: Estructura típica de una RNA con una capa oculta.

Fuente: (44).

En general, el número de entradas y salidas es determinado por el problema. Por otro lado, una sola capa oculta es usada para solucionar la mayoría de los problemas con RNAs. Esta configuración se considera como una excelente herramienta para aproximarse a una solución (58). El único parámetro que debe ser ajustado es el número de neuronas en la capa oculta. Cada neurona de la RNA tiene una conexión con todas las neuronas circunvecinas a través de una variable llamada peso ( $w$ ) que actúa como un factor de ponderación. Dentro de la neurona, existe una operación de sumatoria y una función de activación. Las señales de entrada son multiplicadas por cada peso. Posteriormente, la sumatoria es aplicada a la función de activación, ecuación [8], para producir la salida.

$$z = \tanh(1.5 y) \quad (8)$$

El aprendizaje en este modelo computacional es almacenado en los pesos de la RNA, ver ecuación (9), donde ( $y$ ) es el argumento de la función de activación y ( $M$ ) es el número de neuronas en la capa anterior. El proceso responsable para el ajuste de los pesos es llamado entrenamiento. A fin de entrenar una RNA, es necesario un conjunto de datos de entrada ( $\alpha$ ) y un conjunto de valores de salida ( $\tau$ ) conocido como valores objetivos. Cada neurona cuenta con una entrada fija llamada "bias" cuyo valor siempre es 1. El "bias" permite a la neurona incrementar su flexibilidad de aprendizaje cambia hábilmente el valor de la sumatoria según lo exijan las condiciones específicas del problema.

$$y = \sum_{m=1}^M \alpha_m w_{m,k} + w_{bias} \quad (9)$$

Una vez que el proceso de entrenamiento ha sido completado, una variable de entrada en la red neuronal producirá una variable de salida ( $\tau'$ ). Si el valor de  $\tau'$  es muy cercano al valor de  $\tau$  para cada caso, entonces el aprendizaje se considera exitoso y el desempeño del modelo de red neuronal es aceptable. El error medio cuadrático (EMC) es generalmente usado para evaluar el funcionamiento de la red neuronal. El EMC es determinado a partir de la salida de la red neuronal  $\tau'$  y el valor objetivo  $\tau$  como se muestra a continuación:

$$EMC = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (\tau_i - \tau'_i)^2 \quad (10)$$

donde  $N$  es el número de pruebas. Existen otras operaciones con las cuales se puede determinar el error. Sin embargo, el EMC es uno de los más usados para evaluar el desempeño de una red neuronal artificial(57).

### 3.4 MODELO PROPUESTO

El modelo de RNA propuesto emplea datos experimentales reportados por Michel et al. (51). Esta publicación presenta un estudio sobre la interacción dinámica entre el martillo, el adaptador de inclusión y el hueso durante un procedimiento quirúrgico. El objetivo es evaluar el efecto de la fuerza aplicada en una inserción de implantes de copa acetabular.

La investigación reporta la fuerza aplicada y la posición del implante dentro de un intervalo de tiempo. Una de las fases de medición se realiza con un ajuste de interferencia de 1 mm y una velocidad de impacto de 1 m · s<sup>-1</sup>. El contacto inicial ocurre

en el tiempo  $t = 0 \text{ ms}$  hasta una duración de  $0.1 \text{ ms}$  aproximadamente. Los impactos secundarios son obtenidos entre los siguientes rangos:  $0.24 \text{ ms} - 0.39 \text{ ms}$ ,  $0.43 \text{ ms} - 0.6 \text{ ms}$  y  $0.64 \text{ ms} - 0.78 \text{ ms}$ . A partir de los resultados anteriormente descritos, fue posible obtener un total de 150 datos para el entrenamiento de la red neuronal. El tiempo es establecido como variable de entrada. Por otra parte, la fuerza de impacto y la posición del implante son consideradas como variables de salida.

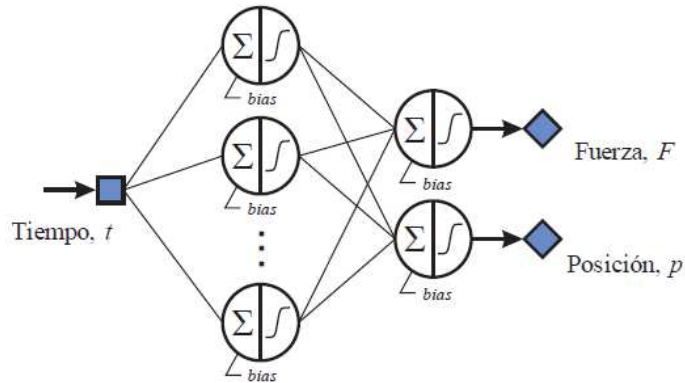


Figura 16: Diagrama de la red neuronal propuesta.

Fuente: (44).

El número de neuronas en la capa oculta es importante ya que determina el número de pesos en la RNA. Al emplear pocas neuronas se limitan los recursos para solucionar el problema. Por otro lado, un excesivo número de neuronas en la capa oculta puede conducir a la red a aprender aspectos irrelevantes que afecten su desempeño. El efecto anterior es conocido como sobre - entrenamiento. Por lo tanto, es importante emplear el mínimo número de neuronas en la capa oculta sin comprometer el desempeño de la RNA. Para propósitos prácticos, el número mínimo de casos de entrenamiento debe ser al menos 2 veces el número de pesos en la capa oculta. Con el objetivo de ajustar el número de neuronas en la capa oculta, Barros et al. (43) propone un procedimiento en el cual se estima el EMC de entrenamiento y validación para diferentes números de neuronas en la capa oculta. Esto es, la simulación computacional inicia al crear una RNA con cero neuronas en la capa oculta. Después de cada entrenamiento, el número de neuronas en esta capa es incrementado y se determina el EMC para el caso de entrenamiento y validación. Como puede observarse en la Figura 17, al inicio de la simulación, cero neuronas, los valores de EMC están cercanos a  $3.98 \times 10^{-1}$ . Conforme

el número de neuronas en la capa oculta aumenta, el EMC disminuye. Sin embargo, cuando se tienen 7 neuronas en la capa oculta no se aprecia una mejora significativa en el desempeño. Por lo tanto, para el presente análisis, el uso de siete neuronas en la capa oculta es suficiente para obtener buenos resultados.

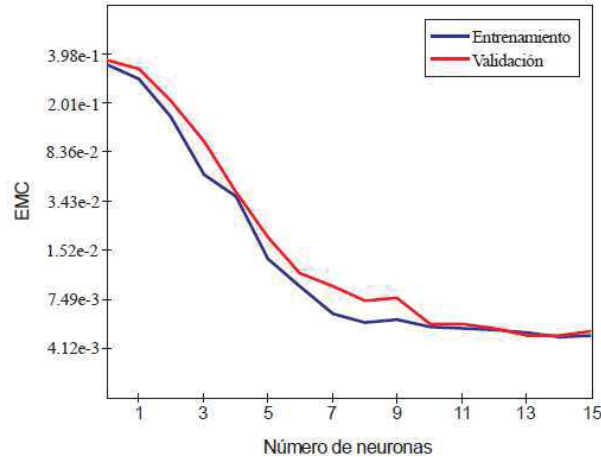


Figura 17: Desempeño de la RNA para la predicción de la fuerza y posición del implante en función del número de neuronas.

Fuente: (59)

Se aplicó un sistema de adquisición de datos con el cual fue posible reunir 150 valores para alimentar la RNA. El entrenamiento de la RNA se realizó a partir de datos experimentales publicados en la literatura. Estos se encuentran en el gráfico de la Figura 14 a) y 14 b). Sin embargo, para obtener los datos numéricos se aplicó un sistema de adquisición de datos. En este caso se empleó el software *GetData Graph Digitizer*, el cual es un programa que permite digitalizar gráficos y diagramas. Estos datos, (tiempo, fuerza y posición), se organizaron en archivos digitales. De forma aleatoria, se seleccionó un conjunto de datos para entrenamiento y un conjunto para la validación. Como se mencionó anteriormente, el entrenamiento es el proceso donde los pesos de la red neuronal son ajustados para lograr un valor deseado con un determinado error. Las simulaciones computacionales se desarrollaron con el programa Neural Lab (60). La fase de entrenamiento se desarrolló en dos etapas. Primero, la red es entrenada con el método de optimización de templado simulado. Posteriormente, se aplica el método de gradiente conjugado. Se observó que esta técnica de entrenamiento híbrida proporcionó los mejores resultados.

Una vez que la RNA ha sido entrenada, es verificada al RNA. Como puede observarse, los resultados que ofrece la red neuronal presentan un mejor coeficiente de correlación ( $R^2 = 0.9994$ ). Lo anterior se debe en gran medida al comportamiento que presentan estos datos. Al igual que el conjunto de entrenamiento, el conjunto de validación debe incluir todos los datos posibles. Por lo anterior, se establecen 5 casos para llevar a cabo la predicción de la fuerza y el desplazamiento de la prótesis a través de RNAs.

La Tabla 4 muestra la distribución de los datos para el entrenamiento y validación, el número de neuronas en la capa oculta y el EMC obtenido en cada caso. De acuerdo con estos resultados, es posible determinar que la configuración del caso 4 presenta la mejor solución. El arreglo para este modelo de red neuronal consta de 127 datos para el entrenamiento y 23 datos para la validación.

Tabla 4: Número de neuronas y distribución de los datos considerados en cada simulación.

| Casos | Núm.<br>neuronas | Distribución de los datos |            | EMC     |
|-------|------------------|---------------------------|------------|---------|
|       |                  | Entrenamiento             | Validación |         |
| 1     | 7                | 60 %                      | 40 %       | 0.00499 |
| 2     | 7                | 70 %                      | 30 %       | 0.00552 |
| 3     | 7                | 80%                       | 20 %       | 0.00636 |
| 4     | 7                | 85 %                      | 15 %       | 0.00411 |
| 5     | 7                | 90 %                      | 10 %       | 0.00541 |

Fuente: (59)

### 3.5 RESULTADOS

La Figura 18 muestra la estimación del error, considera los datos de validación, del caso 4. Se observa que el error mínimo es de  $8.22 \times 10^{-3}$ . Por otro lado, el error máximo es de 0.494 el cual es aceptable en la mayoría de las aplicaciones.

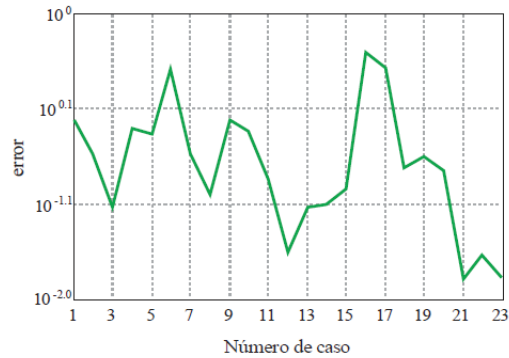
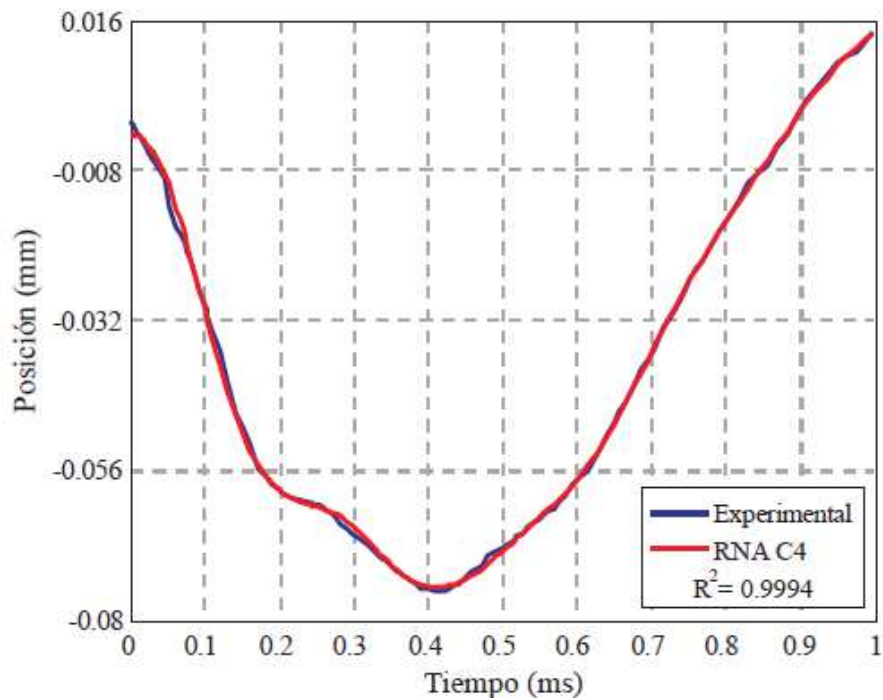


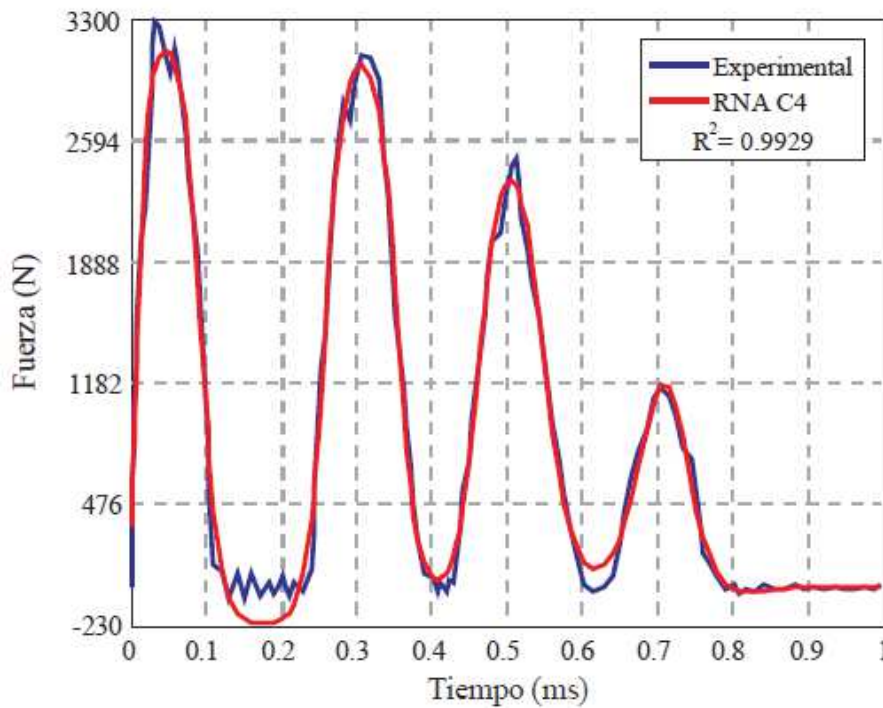
Figura 18: Estimación del error en el proceso de validación del caso 4.

Fuente: Elaboración propia.

La Figura 19a muestra la comparación entre los datos experimentales de la fuerza y los obtenidos con el modelo de red neuronal (caso 4). Como puede observarse, a partir de la RNA fue posible alcanzar un alto coeficiente de correlación ( $R^2 = 0.9929$ ). Por otra parte, la Figura 18b muestra la comparación entre los datos experimentales de la posición de lo prótesis y los obtenidos con el caso 4 de la RNA. Como puede observarse, los resultados que ofrece la red neuronal presentan un mejor coeficiente de correlación ( $R^2 = 0.9994$ ). Lo anterior se debe en gran medida al comportamiento que presentan estos datos.



a)



b)

Figura 19: a) Comparación de los valores de fuerza obtenidos de forma experimental y por medio de la RNA. b) Comparación de los valores de posición obtenidos de forma experimental y por medio de la RNA (caso 4).

Fuente: Elaboración propia.

### 3.6 CONCLUSIONES

Se propuso la implementación de una red neuronal artificial para predecir la fuerza aplicada y la posición de un implante en el procedimiento de artroplastia de cadera. En la literatura revisada no se encontró la aplicación de esta técnica para el estudio de implantes en procedimientos quirúrgicos. Se estableció el tiempo como parámetro de entrada. Por otro lado, la fuerza y posición del implante se definieron como variables de salida de la red neuronal. Se emplearon 150 datos para entrenar y validar la RNA. Se aplicó una técnica de simulación con la cual se estimó el EMC y de esta forma determinar el número de neuronas requeridas en la capa oculta. Se propusieron cinco configuraciones de red neuronal donde los mejores resultados se obtuvieron con el modelo del caso 4, 85% de los datos se emplearon para el entrenamiento y 15% para la validación de la RNA. Al comparar los resultados experimentales con los predichos por la RNA, se obtuvieron altos coeficientes de correlación, 0.9929 y 0.9994 para la fuerza y posición, respectivamente. Una de las principales ventajas de las redes neuronales es que estas pueden crear modelos no lineales que se adaptan a datos experimentales. Por otra parte, desafortunadamente no se cuenta con una base de datos pública para el análisis de otros casos. Sin embargo, los resultados del presente trabajo muestran que las RNAs pueden aplicarse exitosamente para predecir la fuerza y la posición del implante en un procedimiento quirúrgico de artroplastia de cadera. Posteriormente se buscará la posibilidad de obtener información directamente de los centros de salud en los cuales se realizan este tipo de intervenciones quirúrgicas para ampliar el presente trabajo.



# CAPÍTULO 4. OPTIMIZACIÓN TOPOLÓGICA DE UNA PRÓTESIS DE CADERA

## 4.1 INTRODUCCIÓN

Como se ha mencionado anteriormente, la artroplastia total de cadera es un procedimiento quirúrgico que consiste en la reconstrucción de la articulación de la cadera, particularmente el acetábulo es remplazado por una copa protésica fijada a la cadera y la cabeza del fémur es removida y remplazada por un implante esférico insertado en el fémur.

Recientes estudios estadísticos obtenidos entre 1999-2005 en países europeos muestran que los estudios de implantes para la ATC han incrementado de cientos a miles por año. Esto ha impulsado al crecimiento del mercado y su amplio rango de módulos, materiales y diferentes métodos o mecanismos de anclaje. A pesar del amplio número de innovaciones, estos elementos no están libres de fallas, las más común es la fractura del vástago o de la cabeza del implante, enfermedades por metalosis, mala fijación en la interfaz implante y hueso la cuales pueden generar infecciones bacterianas. Estas situaciones brindan un gran interés y estudio en la ATC y el estudio de los implantes con el objetivo de desarrollar dispositivos para mejorar la salud de los pacientes (24).

Por otra parte, el método de elemento finito fue introducido en el estudio biomecánico de los huesos en 1972. Este método se ha convertido en una de las técnicas más importantes en el estudio de la biomecánica. El MEF se desarrolla en tres etapas las cuales son pre-proceso, solución y postproceso. El uso de herramientas CAE en apoyo para el desarrollo de implantes ha aumentado día con día debido a la demanda creciente de investigación y mejora de elementos que permitan incrementar la calidad de vida de un paciente. La aplicación de modelos matemáticos permite una gran aproximación a las condiciones reales del comportamiento óseo, por lo cual permite desarrollar elementos cada vez más duraderos en el campo de la biomecánica, genera geometrías y combinaciones de materiales. Los estudios encontrados en la literatura que involucran la aplicación del método de elementos finitos son muy diversos.

A continuación, se hará mención de algunos autores y los principales hallazgos de sus trabajos referentes a la aplicación de herramientas CAE para el diseño biomecánico. Vargas, S. B. [6] se enfoca en el análisis de las condiciones de fractura de un implante de

aleación de titanio Ti-6Al-4V. Analiza las condiciones de frontera del estudio del ciclo de caminata y escaleras. Wang G. [10], en el desarrollo de su estudio, tomó imágenes escaneadas de la articulación de la cadera de un paciente sano, en el cual se mostró mediante la reconstrucción CAD-CAE un modelo en el cual se analiza el comportamiento de las áreas de presión. Junyan Li (11) presenta en su estudio el comportamiento mecánico de un modelo matemático de la cadera es analizado por el método de elementos finitos el análisis de una capa de cartílago bifásico bajo el esfuerzo de una carga prolongada en la articulación. También analiza la influencia de espacio entre la cadera y las propiedades del cartílago. Richard J. van Arkel (12), realiza un estudio de laboratorio que consta de articulaciones cadavéricas sometidas a movimientos de rotación que simula los movimientos más comunes de la cadera. Lo anterior con el fin de obtener una referencia futura para pacientes en proceso de rehabilitación. Guangye Wang (14), analiza las áreas de contacto en la cavidad acetabular durante las fases de caminata de la una persona con el fin de identificar las zonas más críticas de contacto y las de mayor acumulación de esfuerzos. Junyan Li (16), deduce la causa raíz de la fractura de cuello femoral en una cadera postoperatoria de hemiartroplastia. Se concluye que la principal causa de esta falla es la reducción de espaciado brindado por el cartílago. Chakladar (17), desarrolla una propuesta de diseño de un elemento protésico para el tratamiento de una fractura de cubito, diseñado con un material compuesto. Katarina Colic (22), analiza el comportamiento estático del vástago de una prótesis de cadera, con el fin de validar las condiciones a las que se somete antes de una fractura. Fiorentino (24), enfoca el desarrollo de prótesis en términos de manufactura, con el fin de desarrollar nuevas propuestas de diseños mediante el uso de herramientas como QFD, CAD – CAE. Parashar(25), elabora una recopilación de información sobre los distintos enfoques que se han dado a los análisis MEF en la reproducción en modelos CAD de huesos y prótesis. La Rosa (26), compara las propiedades de un ensayo a tensión para el diseño personalizado de una prótesis para la pelvis. Jing-guang Qian (28), desarrolla un modelo CAD elaborado por imágenes CT y MEF para el estudio del comportamiento del esfuerzo y deformación de la prótesis. Vu-Hieu Nguyen (29), analiza la importancia de la colocación y fijación adecuada en de una prótesis mediante el método quirúrgico indicado el impacto del vástago con un martillo para su posicionamiento adecuado. Analiza la relación de las vibraciones con la relación de impacto para una óptima colocación. Liang Liang (30), en este trabajo se

realiza un algoritmo que predice el esfuerzo que recibe la aorta, comparado al simulado en MEF. Aversa Raffaella (31), reproduce el modelo CAD del fémur sano, simula la interfaz del hueso trabecular y el esponjoso, para desarrollar un modelo estático por MEF, que semeja a las condiciones y propiedades reales.

Como se ha mostrado anteriormente, el uso de herramientas computacionales basados en el método de elemento finito son una extraordinaria opción para el estudio biomecánico del cuerpo humano, materiales biocompatibles, comportamiento de las prótesis, entre otros. Por lo tanto, en la presente sección de este trabajo de tesis se propone la aplicación del método de elemento finito para el diseño óptimo de una prótesis de cadera. El proceso de diseño parte de una prótesis comercial que es modelada con ayuda de un paquete CAD. Posteriormente se importa a un programa basado en el método de elemento finito, se aplican restricciones y condiciones de carga. El rediseño se realiza a partir de la técnica de optimización topológica. El resultado consiste en una prótesis cuyas principales ventajas son la disminución de material empleado para su manufactura y disminución de peso sin poner en riesgo la resistencia y confiabilidad de la misma.

## **4.2 DESARROLLO**

En la fase preliminar de esta investigación, artículos científicos, libros de medicina y diferentes lecturas fueron realizadas para entender la problemática. Se estudiaron los tipos de padecimientos, tratamientos y se hizo una investigación profunda sobre el procedimiento quirúrgico referente a la artroplastia de cadera. Referente a este último punto, se llevó a cabo una propuesta en la cual se hace uso de redes neuronales artificiales para predecir la fuerza de impacto y el desplazamiento de la prótesis durante un implante de copa acetabular (59). En la siguiente etapa de la investigación se hace un estudio sobre las prótesis de cadera. El análisis se enfoca en el rediseño de una prótesis comercial mediante la aplicación de optimización topológica. Para esto se toman como referencia algunas publicaciones de las cuales se adquiere el modelo y las dimensiones de la geometría del implante.

A continuación, se muestran las etapas seleccionadas para el desarrollo del proyecto de tesis, ver Figura 20.

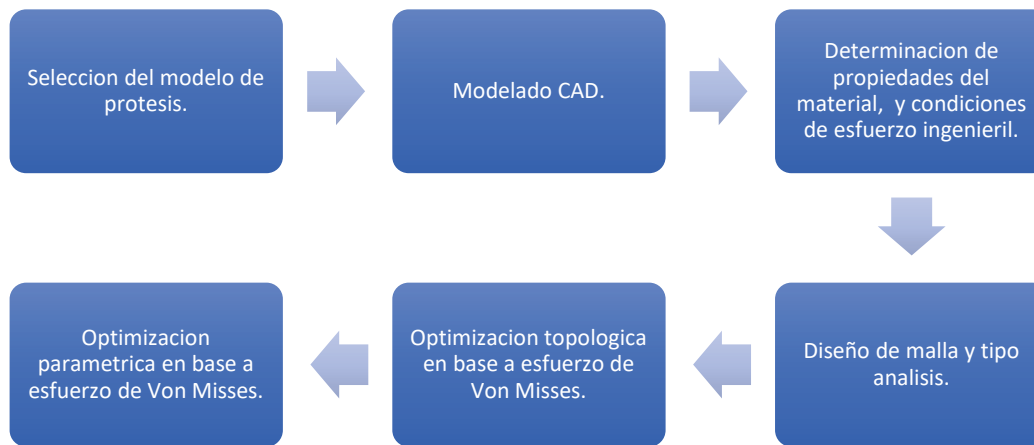


Figura 20: Método análisis propuesto para el diseño.

Fuente: Elaboración propia.

#### 4.2.1 Características del implante de cadera, generación de malla MEF y las condiciones de estudio CAE

El modelo seleccionado se referencia al estudio de Arrocena-Salgadoa (7), del cual se consideró la geometría y propiedades físicas del implante en el cual se basa el presente estudio. El elemento diseñado es una prótesis (PTC) de vástago recto tipo Müller®, manufacturado con aleación de acero inoxidable determinado por la ISO 5832-9 (ASTM F 1586) con un módulo elástico de 200 GPa, un coeficiente de Poisson de 0.3, esfuerzo de cedencia de 485 MPa y un esfuerzo ultimo de 860 MPa. La Tabla 5 lista las principales propiedades del acero ASTM F 1586. Por otra parte, la Tabla 6 muestra las principales características del modelo de elemento finito.

Tabla 5: Propiedades mecánicas representativas de ISO 5832-9 (ASTM F 1586).

| <b>COMPOSICIÓN</b>                            | <b>PORCENTAJE</b>                     |
|---|---------------------------------------|
| <b>CARBON</b>                                 | ≤ 0.06                                |
| <b>CROMO</b>                                  | 21.00                                 |
| <b>NIQUEL</b>                                 | 9.50                                  |
| <b>MANGANESO</b>                              | 4.00                                  |
| <b>MOLIBDENO</b>                              | 2.20                                  |
| <b>NITROGENO</b>                              | 0.40                                  |
| <b>PARTICULAS DE NIOBIO</b>                   | ---                                   |
| <b>PROPIEDADES MECANICAS<br/>(RECOCIDO)</b>   | <b>Valor</b>                          |
| <b>UTS</b>                                    | 860 N/mm <sup>2</sup>                 |
| <b>YIELD STRENGTH</b>                         | 450 N/mm <sup>2</sup>                 |
| <b>ELONGACIÓN</b>                             | 40%                                   |
| <b>PROPIEDADES MECANICAS<br/>(ENDURECIDO)</b> | <b>Valor</b>                          |
| <b>UTS</b>                                    | 900 - 1175 N/mm <sup>2</sup>          |
| <b>YIELD STRENGTH</b>                         | 600 - 1200 N/mm <sup>2</sup>          |
| <b>ELONGACIÓN</b>                             | 13- 45 %                              |
| <b>DENSIDAD</b>                               | 7.9                                   |
| <b>MODULO DE ELASTICIDAD</b>                  | 195X10 <sup>3</sup> N/mm <sup>2</sup> |

Fuente: (61)

Tabla 6: Condiciones del modelo de elemento finito.

| Condiciones del modelo de elemento finito. |                             |
|--|-----------------------------|
| <b>Volumen</b>                             | $3.9909 \times 10^{-5} m^3$ |
| <b>Masa</b>                                | 0.3081 kg                   |
| <b>Centroide X</b>                         | $2.0952 \times 10^{-12} m$  |
| <b>Centroide Y</b>                         | $-5.9292 \times 10^{-2} m$  |
| <b>Centroide Z</b>                         | $-4.4594 \times 10^{-2} m$  |
| <b>Nodos</b>                               | 12150                       |
| <b>Elementos</b>                           | 3059                        |
| <b>Tamaño del elemento</b>                 | $3.0 \times 10^{-3} m$      |
| <b>Método del elemento</b>                 | Hex Dominant                |

Fuente: Elaboración propia.

El componente PTC es modelado en un software CAD. El archivo es posteriormente exportado a un paquete de elemento finito para analizar su comportamiento mecánico. En la Figura 21a) se muestran las dimensiones generales de la prótesis en milímetros. Por otra parte, en la Figura 21b) se puede observar el modelo de elemento finito, el cual consta de un mallado con elementos hexaédricos con un tamaño promedio de 3 mm. El modelo consta de 3059 elementos y 12150 nodos.

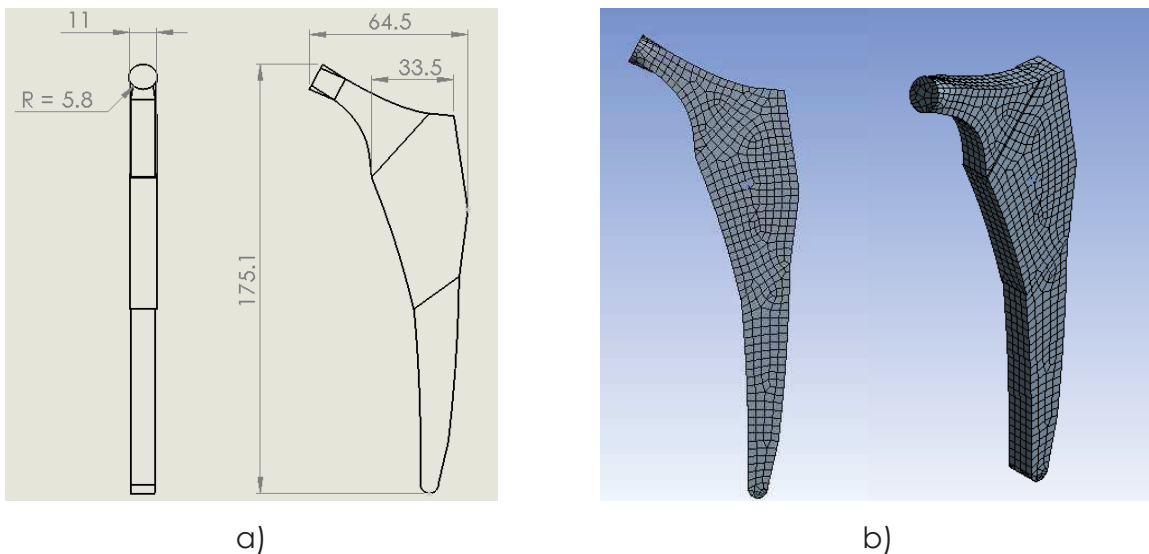


Figura 21: a) Dimensiones del modelo geométrico (mm), b) Modelo de elemento finito.

Fuente: Elaboración propia.

Respecto a la simulación, se consideran dos condiciones de carga acorde al trabajo citado de Guangye Wang [14]. En la primera se realiza un análisis estático con una carga constante de 1870N, en dirección perpendicular a la base de la copa acetabular del vástago, como se muestra en la Figura 22.

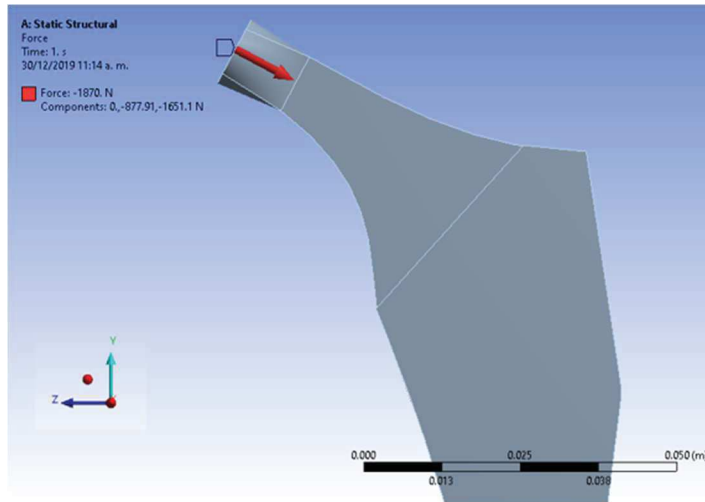


Figura 22: Condición de carga aplicado a la prótesis.

Fuente: Elaboración propia.

En el segundo estudio se realiza el análisis que considera una carga variable. Lo anterior con el objetivo de simular un ciclo de caminata. El procedimiento consiste en aplicar diferentes pasos de carga en el cual se toman los valores de la fuerza ejercida durante un ciclo de caminata reportado por Espino (9). En la Tabla 7 se listan las condiciones de carga en función del tiempo.

Tabla 7:Paso de carga en el ciclo de caminata.

| Ciclo de caminata |            | Fuerza aplicada |        |        |        |
|-------------------|------------|-----------------|--------|--------|--------|
| Etapa             | Tiempo [s] | Carga [N]       | Fx [N] | Fy [N] | Fz [N] |
| 0                 | 0.000      | 541.62          | 119.3  | -0.451 | 528.3  |
| 1                 | 0.059      | 1122.3          | 181.2  | 176.94 | 1094   |
| 2                 | 0.118      | 1902.6          | 245.6  | 419.22 | 1840   |
| 3                 | 0.177      | 2105.1          | 282.8  | 518.4  | 2021   |
| 4                 | 0.236      | 1962            | 273.8  | 443.25 | 1892   |
| 5                 | 0.295      | 1801.8          | 247.1  | 315.99 | 1756   |
| 6                 | 0.354      | 1693.8          | 223.7  | 205.29 | 1667   |
| 7                 | 0.413      | 1583.1          | 186.2  | 125.64 | 1567   |
| 8                 | 0.472      | 1474.2          | 142.4  | 67.1   | 1465   |
| 9                 | 0.531      | 1386            | 71.67  | 47.475 | 1383   |
| 10                | 0.590      | 1400.4          | 21.6   | 97.47  | 1383   |
| 11                | 0.649      | 1385.1          | 143.8  | 115.2  | 1373   |
| 12                | 0.708      | 1128.6          | 322    | 62.82  | 1080   |
| 13                | 0.767      | 877.14          | 355.4  | 32.265 | 801.3  |
| 14                | 0.826      | 707.58          | 295.4  | 7.7409 | 643    |
| 15                | 0.885      | 553.77          | 240.2  | -9     | 499    |
| 16                | 0.944      | 449.64          | 202.1  | -16.83 | 401.3  |
| 17                | 1.003      | 366.12          | 164    | -6.503 | 327.2  |
| 18                | 1.062      | 346.5           | 123.2  | 9.765  | 323.6  |
| 19                | 1.121      | 449.46          | 100.7  | 8.685  | 437.9  |
| 20                | 1.180      | 518.31          | 92.7   | -9     | 509.9  |

Fuente:(26)

En la Figura 23, se puede observar la representación gráfica de los datos listados en la tabla 5. En ella podemos apreciar el comportamiento del implante durante la aplicación de la carga en las etapas de caminata. Las gráficas de color rojo, verde y azul representan la fuerza aplicada sobre los ejes x, y, z, respectivamente. Como puede



observarse, el comportamiento del implante en el ciclo de caminata está sometido a una carga máxima sobre el eje z con una magnitud de 2021 N. Este valor da un indicio para comprender la razón de fractura de los implantes ya que generalmente está sometido a una fuerza cortante que aumentara en situaciones de esfuerzo físico mayores.

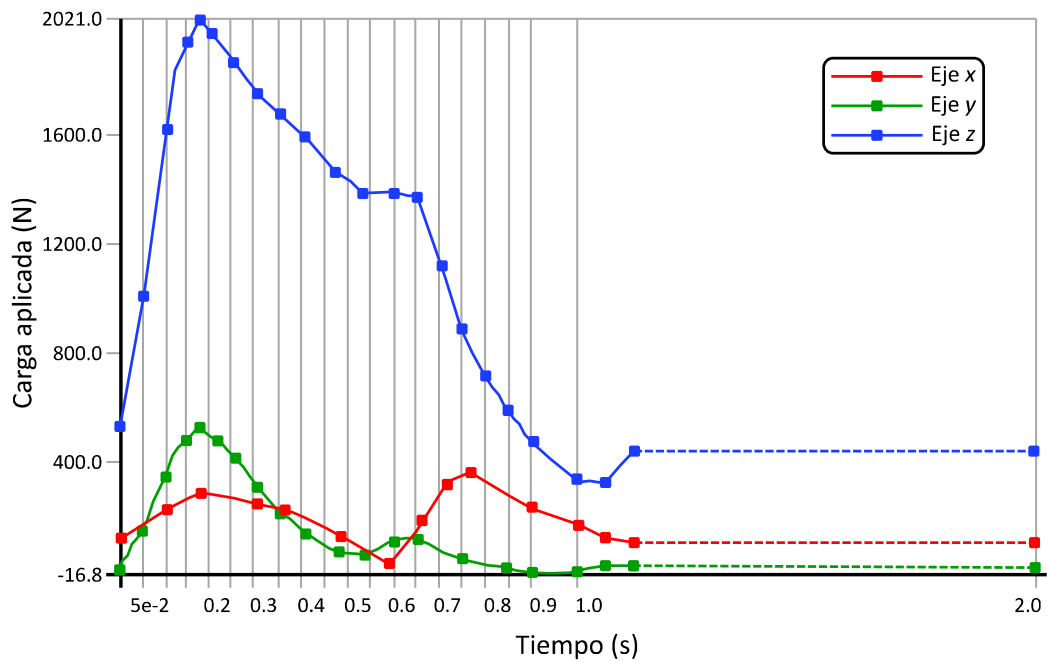


Figura 23: Condiciones de carga aplicada – tiempo sobre cada eje.

Fuente: Elaboración propia.

En cuanto a las restricciones del modelo, se establece la sujeción del implante sobre la base inferior de la geometría donde se tienen contacto con el hueso femoral. Para esto se seleccionan las superficies de contacto como se muestra en la Figura 24.

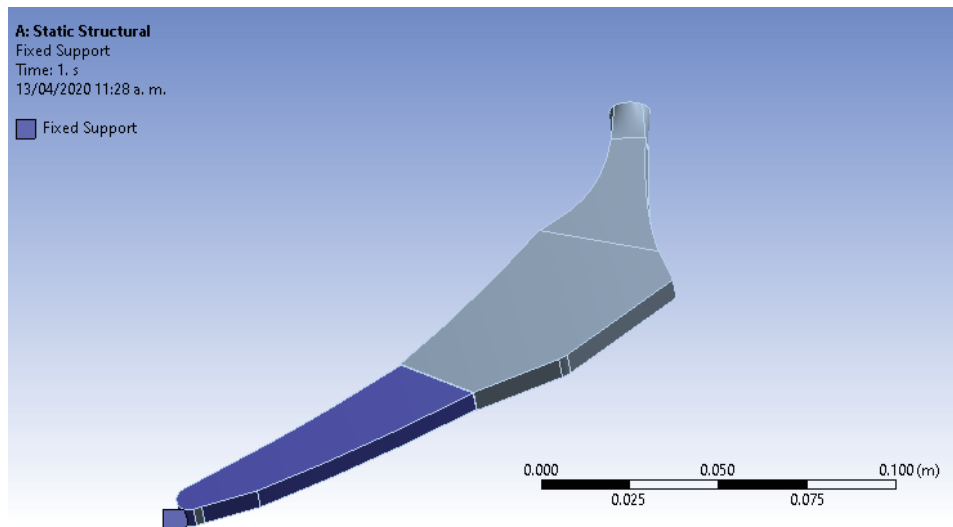


Figura 24: Superficies de contacto y sujeción del implante.

Fuente: Elaboración propia.

### 4.3 DISCUSIÓN Y ANÁLISIS DE RESULTADOS

A continuación, se presentan los resultados obtenidos mediante la simulación del análisis del elemento finito bajo las condiciones de frontera de la tabla 6. Como se comentó anteriormente, primero se analizan los resultados obtenidos del estudio con la carga estática. La Figura 25 muestra los esfuerzos de Von Mises sobre el modelo de la prótesis. Se observa que la mayor concentración de esfuerzos se presenta sobre el cuello del vástago que conecta con la copa acetabular con un esfuerzo máximo de 74MPa. El resto de la geometría no muestra valores de esfuerzos significativos.

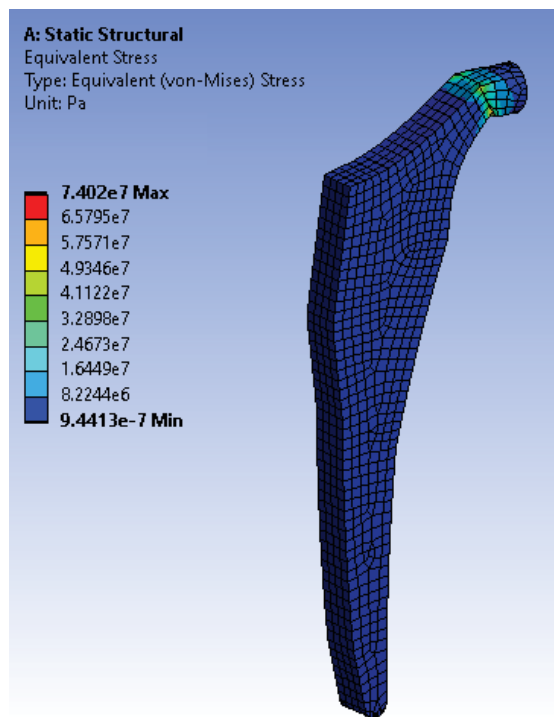


Figura 25: Esfuerzos de Von-Mises para una carga estática.

Fuente: Elaboración propia.

La Figura 26 muestra las deformaciones que se presentan en el modelo para la misma condición de carga. Se tiene una deformación máxima de  $422 \times 10^{-6} \text{ m/m}$ . De la misma forma, las máximas deformaciones se tienen sobre el cuello vástago.

Por otra parte, en la Figura 27 se representa el valor del factor de seguridad del modelo sometido a la carga estática. Como era de esperar, la zona crítica está sobre la base del cuello del vástago, esto se debe al abrupto cambio en la geometría. Por lo tanto, existen áreas que forman concentradores de esfuerzos. El factor de seguridad sobre esta zona es de 3.9. Sin embargo, este valor representa gran estabilidad sobre la prótesis para las condiciones de carga establecidas. Es decir, es posible modificar la geometría al reducir o eliminar material para su manufactura sin comprometer la resistencia de la prótesis.

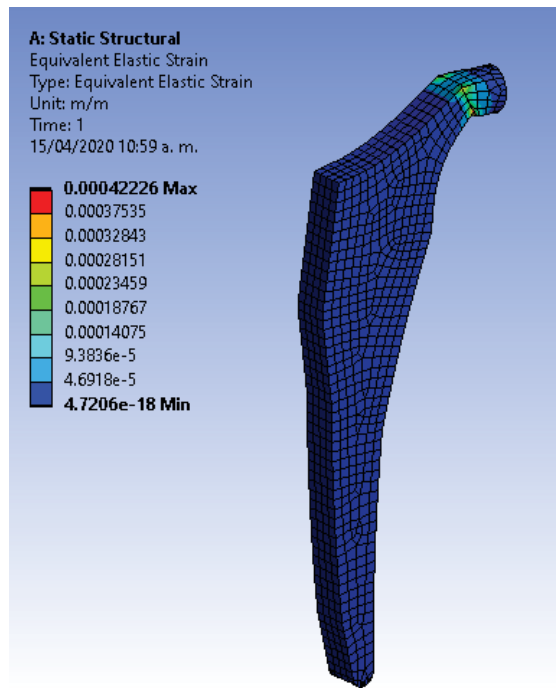


Figura 26: Deformaciones obtenidas del modelo sometido a una carga estática.

Fuente: Elaboración propia.

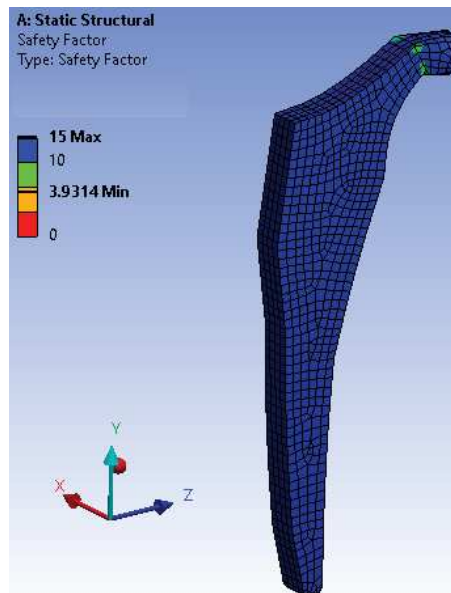


Figura 27: Factor de seguridad del modelo sometido a una carga estática.

Fuente: Elaboración propia.

La segunda parte del estudio consiste en analizar el ciclo de carga a la cual está sometido el implante durante las diferentes fases del movimiento de la caminata de una

persona. En esta simulación se aplicaron las fuerzas listadas en la Tabla 6, las cuales presenta las componentes axiales de las fuerzas respecto al tiempo durante el ciclo de marcha. El análisis se realiza mediante la aplicación de ciclos de carga, este tipo de estudios son conocidos como cuasi – estáticos. Es un proceso iterativo en el cual se aplica la primera condición de carga al modelo y se obtiene la solución. Posteriormente se aplica la segunda condición de carga y se continúa al obtener las soluciones hasta que se haya analizado un ciclo completo.

La Tabla 8 lista los esfuerzos de Von Mises obtenidos del análisis cuasi – estático para la simulación de un ciclo de caminata. Como puede observarse, el esfuerzo máximo se presenta a los 0.177 segundo. Es en este punto cuando la persona únicamente está sostenida con un solo pie, en el cual se tiene la prótesis. Posteriormente los esfuerzos vuelven a disminuir cuando se vuelve a tener contacto sobre el piso con el segundo pie. Otro aspecto importante a resaltar sobre estos resultados es que los valores de esfuerzo son menores a los obtenidos con el estudio estático. Por lo tanto, se espera que el factor de seguridad para la condición de carga dinámica sea aún mayor. El comportamiento anterior concuerda con el estudio reportado por Fiorentino et al. (24).

Tabla 8: Resultados de esfuerzo de Von-Mises del ensayo de cuasi - estático.

| <b>Tiempo [s]</b> | <b>Mínimo [Pa]</b> | <b>Máximo [Pa]</b> |
|-------------------|--------------------|--------------------|
| <b>0.059</b>      | 1.4478e-2          | 7.3335e+8          |
| <b>0.118</b>      | 2.3083e-2          | 1.1355e+9          |
| <b>0.177</b>      | 2.4684e-2          | 1.2447e+9          |
| <b>0.236</b>      | 2.3564e-2          | 1.1869e+9          |
| <b>0.295</b>      | 2.2942e-2          | 1.1212e+9          |
| <b>0.354</b>      | 2.2845e-2          | 1.0796e+9          |
| <b>0.413</b>      | 2.2213e-2          | 1.0083e+9          |
| <b>0.472</b>      | 1.1636e-2          | 5.5271e+8          |
| <b>0.531</b>      | 2.087e-2           | 9.2324e+8          |
| <b>0.590</b>      | 1.9237e-2          | 8.0952e+8          |
| <b>0.649</b>      | 1.8399e-2          | 7.4247e+8          |
| <b>0.708</b>      | 1.9186e-2          | 8.6139e+8          |
| <b>0.767</b>      | 1.4183e-2          | 9.0967e+8          |
| <b>0.826</b>      | 4.3067e-3          | 8.0511e+8          |
| <b>0.885</b>      | 3.3815e-3          | 6.6225e+8          |
| <b>0.944</b>      | 2.497e-3           | 5.3005e+8          |
| <b>1.003</b>      | 1.8865e-3          | 4.3867e+8          |
| <b>1.062</b>      | 1.4774e-3          | 3.5479e+8          |
| <b>1.121</b>      | 2.5298e-3          | 3.0402e+8          |
| <b>1.180</b>      | 6.2498e-3          | 3.4141e+8          |

Fuente: Elaboración propia.

En las Figuras 28, 29 y 30 se representa el comportamiento de los esfuerzos de Von Mises, la relación de la carga aplicada con las deformaciones máximas y los factores de seguridad, respectivamente, presentes sobre la prótesis de cadera durante el ciclo de caminata. La simulación considera que al inicio la persona está parada sobre ambos pies. Por lo tanto, la carga total es distribuida hacia ambos lados de la cadera. Posteriormente se da el paso con el pie sobre el cual se encuentra la prótesis. Es decir, la carga será máxima. Continúa con el ciclo, se volverá a tener apoyo con el segundo pie.

Finalmente, el pie que cuenta con la prótesis dejará de tener contacto con el piso. Es en esta última etapa donde los esfuerzos y las deformaciones se reducirán al mínimo. Por otra parte, el factor de seguridad se incrementa.

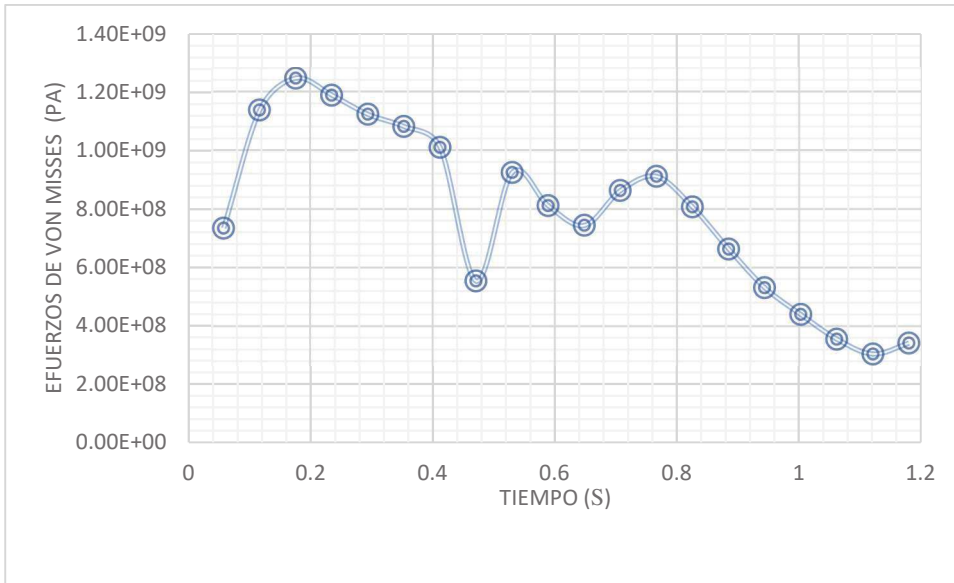


Figura 28: Esfuerzos de Von Mises durante un ciclo de marcha.

Fuente: Elaboración propia.

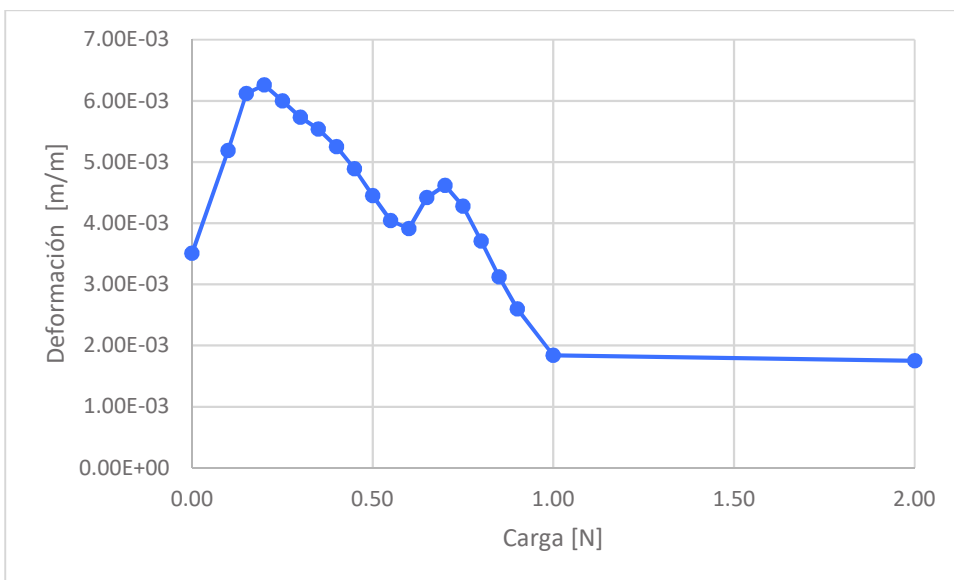


Figura 29: Relaciones carga-deformación del análisis cuasi - estático.

Fuente: Elaboración propia.

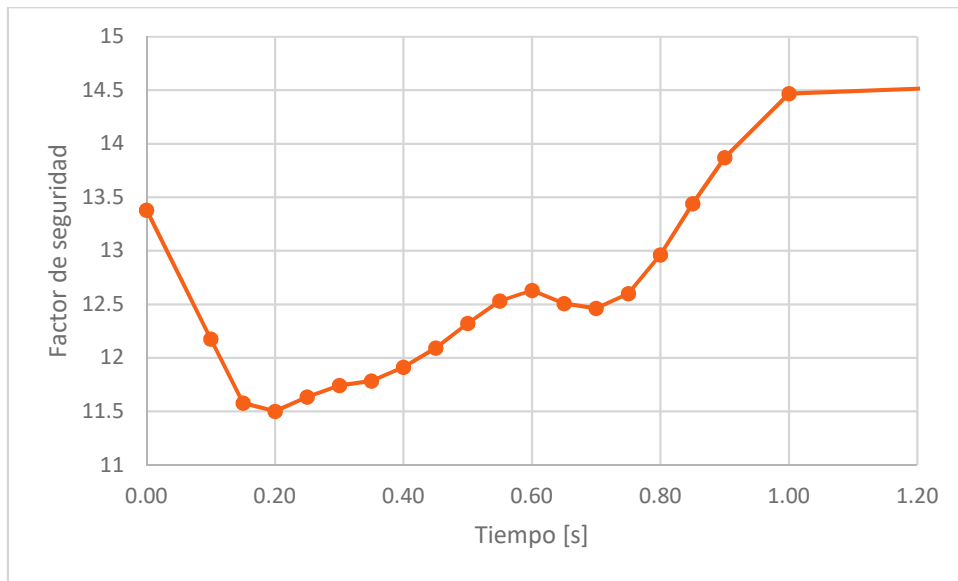


Figura 30: Factor de seguridad paso de carga.

Fuente: Elaboración propia.

Se tomó como referencia los resultados obtenidos anteriormente, se continúa con el proceso de optimización topológica de la prótesis. En la Figura 31 se puede observar que gran parte del volumen del implante se pudiera considerar estructuralmente irrelevante, por tanto, se especifica una función objetivo de reducción del 50% del volumen del modelo conforme a la distribución topológica de los esfuerzos. En la imagen siguiente se puede apreciar la reducción del volumen del implante resultado de un máximo de 28 iteraciones.



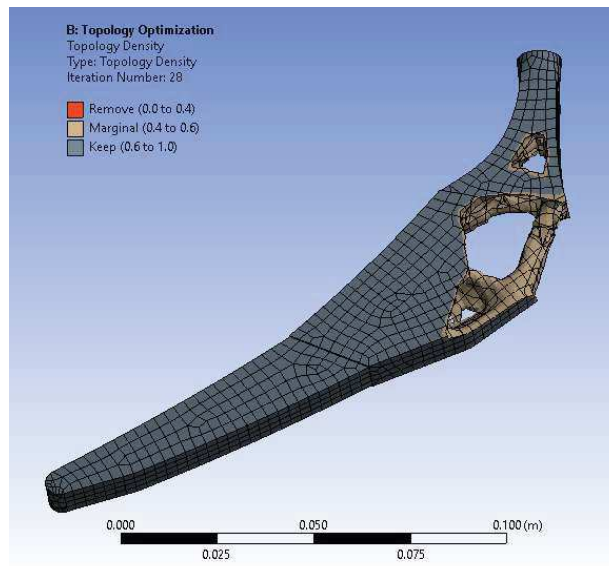


Figura 31: Optimización topológica del modelo.

Fuente: Elaboración propia.

Para el desarrollo del proceso de optimización en CAE se debe analizar previamente la estructura como se realizó en los procedimientos anteriores. Esto con el objetivo de seleccionar una función o valor como meta a optimizar, la cual puede ser, el factor de seguridad, las deformaciones, esfuerzos, entre otras. Posteriormente, se deberá optar por la función objetivo previamente seleccionada, la cual proporciona la opción de maximizar o minimizar una propiedad del diseño original. Acorde al objetivo de este trabajo se considera el volumen y la condición de minimizar para obtener un diseño optimizado en función del objetivo y de la condición a reducir. Por último, se genera un refinamiento por medio de herramientas CAD, (Figura 32a). Para justificar la optimización del modelo, se realiza el análisis estático estructural del modelo obtenido. Lo anterior se realiza bajo las mismas condiciones de frontera y las condiciones del mallado del estudio anterior. Para este modelo se obtuvieron 11885 nodos y 3485 elementos, (Figura 32b).



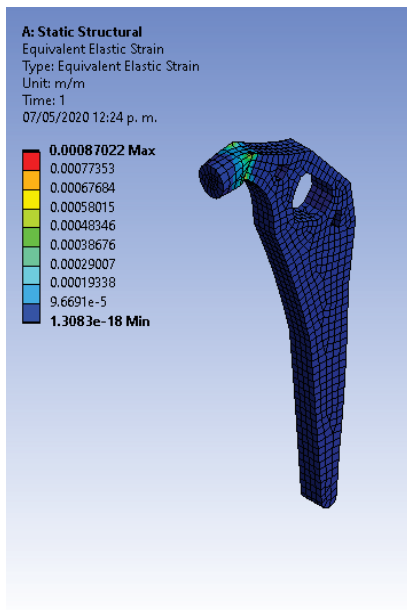
a)

b)

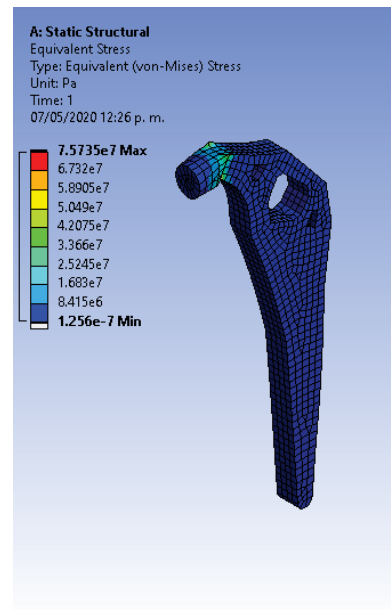
Figura 32:A)Refinación del modelo B) Mallado para estudio CAE.

Fuente: Elaboración propia.

Tras obtener la solución, el modelo analizado muestra los siguientes comportamientos datos  $8.7022 \times 10^{-4} \text{ m/m}$  y  $75.735 \text{ MPa}$ , en los cuales comparados con el modelo original podemos observar como el valor de la deformación decrece y el valor del esfuerzo es ligeramente mayor brindado, una mejor condición de diseño. También podemos corroborar el factor de seguridad de 12.28.



a)



b)

Figura 33:A) Análisis de deformación de pieza optimizada.  
 B) Análisis de esfuerzos de Von-Misses.

*Fuente: Elaboración propia.*

#### **4.4 CONCLUSIONES**

En la presente sección del trabajo se muestra el estudio de dos simulaciones de condiciones de carga sobre implantes de cadera. En primer lugar, se realiza un estudio, aplica una carga estática. Posteriormente se desarrolla un modelo cuasi-estático que consta de distintos pasos de carga. La condición anterior permite simular el efecto que tiene la prótesis durante un ciclo de marcha. El análisis permite observar las condiciones y naturaleza delicada del implante y el cuerpo humano. Los datos obtenidos en cada estudio muestran los comportamientos de elemento, en los estudios estáticos podemos ver un modelo base un modelo optimizado en el podemos ver como factor de seguridad cambia respecto al modelo se obtiene el primero un valor de 3.9 hasta un valor de 12.28.

El desarrollo y estudio de nuevas tecnologías ortopédicas es un gran campo de investigación, el desarrollo de geometrías, materiales, tratamientos o recubrimientos que puedan permitir al usuario el incremento de la vida útil de la prótesis. Como sugerencia basada en la presente investigación, el paciente debe evitar cargas o esfuerzos agresivos que pudieran aumentar el riesgo de falla para el implante, con esto se podrían evitar posibles cirugías futuras.

## CONCLUSIONES GENERALES Y TRABAJOS FUTUROS

A pesar de el gran estudio y experimentación biomecánica en implantes de cadera, el uso de esta herramienta de optimización en modelos comerciales es muy limitado, analiza el punto de vista mecánico, la implementación del modelo topológico en un proceso de quirúrgico permite el mismo comportamiento y vida útil del modelo. Desde el punto de vista de la manufactura, la exploración e implementación de nuevos procesos de manufactura, como la manufactura aditiva permiten el desarrollo de este tipo de geometrías complejas para procesos convencionales de producción.

Sin embargo, cabe destacar un factor muy importante en este modelo de implante, es la integración ósea con el paciente, por tanto, no se puede concluir de manera explícita la implementación de este modelo generado y refinado por herramientas CAD.

Se realiza un estudio estático, aplica una carga estática. Posteriormente se desarrolla un modelo cuasi-estático que consta de distintos pasos de carga. En este estudio se replicaron las cargas sometidas en el fémur en un ciclo de caminata. Los valores del estudio en cuestiones de factor de seguridad cambian respecto a cada modelo, en los estudios estáticos podemos ver un modelo base un modelo optimizado en el podemos ver como factor de seguridad cambia respecto al modelo se obtiene del primero un valor de 3.9 hasta un valor de 12.28.

La implementación del desarrollo de este proyecto ha brindado una gran variedad de posibles casos de estudio en los cuales se puede mencionar el desarrollo de procesos de manufactura para el modelo final, análisis de técnica quirúrgicas de implante, desarrollo de herramientas para el posicionamiento del implante.

Otro punto muy importante para el desarrollo de trabajos futuros y líneas de investigación es el estudio del comportamiento del crecimiento óseo y la sustitución del vástago en un paciente. De igual manera analizar los procesos de fabricación para el desarrollo de prótesis, el comportamiento con los demás elementos protésicos de la cadera, tales como la copa acetabular, elementos de sujeción, entre otros.

## **APORTACIÓN DE LA TESIS**

Mediante el desarrollo de este documento se generó el desarrollo de líneas de investigación en la Universidad Politécnica del Bicentenario, las cuales fomentaran el desarrollo de trabajos futuros tanto para alumnos como para docentes investigadores. Se invirtió en equipamiento para el departamento de investigación en los cuales se adquirieron software PLM, equipos de cómputo y capacitación, para el desarrollo e implementación en nuevas investigaciones, así como la posible vinculación con el sector industrial.

## **APORTACIÓN SOCIAL DE LA TESIS**

En este documento se estudió el comportamiento mecánico de un implante de cadera, así como el estudio del método quirúrgico de posicionamiento. El modelo optimizado topológicamente brinda un nuevo enfoque para el desarrollo de nuevos diseños de implantes los cuales pueden abarcar nuevas técnicas de manufactura. Como segundo aporte se desarrolla un algoritmo de posicionamiento basado en la fuerza de impacto en el implante, el cual puede ser aplicable como herramienta para predecir el posicionamiento en una cirugía y reducir el porcentaje de fracaso médicos.

## REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. CONDES, RW Bucholz - Revista Médica Clínica las and 2014, undefined. Indicaciones, técnicas y resultados de reemplazo total de cadera en Estados Unidos.
2. ANGULO; ESTER AU - M; RIDAO AU - MARTÍNEZ-LIZAGA; NATALIA AU - SERAL RODRÍGUEZ; MIRIAM AU - BERNAL-DELGADO; ENRIQUE AU. (PDF) ATLAS ARTROPLASTIA DE
3. LOVATO SALAS, Fernando, MANUEL ÁVILA CAMACHO, Boulevard and AV LOMAS VERDES, esq. *Prevalencia de fracturas de cadera, fémur y rodilla en la Unidad Médica de Alta Especialidad Hospital de Traumatología y Ortopedia «Lomas Verdes» del Instituto* [online]. 2015.
4. PAGÈS, E, IBORRA, J and CUXART, Y A. *Rehabilitación (Madr)* [online]. 2007.
5. BARRIO, JMV del. *Materiales implantables en la historia de la cirugía.* [online]. 1981. [Accessed 17 July 2020]. Available from: <https://core.ac.uk/download/pdf/188191416.pdf>
6. VARGAS, SB. *Desarrollo de un modelo virtual para el conformado de aceros inoxidable* Development of a Virtual Model for Stainless Steel Forming. *revistas.ucr.ac.cr* [online]. [Accessed 17 July 2020]. Available from: <https://revistas.ucr.ac.cr/index.php/ingenieria/article/download/29257/31301?inline=1>
7. ARROCENA-SALGADO, L, TORRES-SAN MIGUEL, C R, RAMÍREZ-VELA, V, RUEDA-ARREGUÍN, J L, VÁZQUEZ-LÓPEZ, A J, URRIOLAGOITIA-SOSA, G, ROMERO-ÁNGELES, B and URRIOLAGOITA-CALDERÓN, & G. Tema A1a. Diseño Mecánico: Biomecánica. *somim.org.mx* [online]. 2017
8. BLANCO, JOC, MADRIGAL, MR and CASTILLO, HC del. *MODELADO BIOMECÁNICO DE PRÓTESIS DE CADERA EMPLEANDO ELEMENTO FINITO* [online]. 2009. [Accessed 17 July 2020]. ISBN 978-607-95309-1-4. Available from: [http://somim.org.mx/memorias/memorias2009/pdfs/A1/A1\\_101.pdf](http://somim.org.mx/memorias/memorias2009/pdfs/A1/A1_101.pdf)
9. ROSAS, Manuel Delgado and ESPINO, Jaime Enriquez. *Ingeniería Mecánica TECNOLOGÍA Y DESARROLLO* [online]. 2005.
10. WANG, G, HUANG, W, SONG, Q, SURGERY, J Liang - Asian journal of and 2017, undefined. Three-dimensional finite analysis of acetabular contact pressure and contact area during normal walking. *Elsevier* [online]. [Accessed 17 July 2020]. Available from: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1015958416301749>
11. LIU, Yi, KERDOK, Amy E. and HOWE, Robert D. A Nonlinear Finite Element Model of Soft Tissue Indentation. In : [online]. 2004. p. 67–76. [Accessed 17 July 2020]. Available from: [http://link.springer.com/10.1007/978-3-540-25968-8\\_8](http://link.springer.com/10.1007/978-3-540-25968-8_8)
12. ARKEL, RJ van, AMIS, AA, BIOMECHANICS, JRT Jeffers - Journal of and 2015, undefined. The envelope of passive motion allowed by the capsular ligaments of the hip. *Elsevier* [online]. [Accessed 17 July 2020]. Available from: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0021929015004789>



13. HENAK, CR, ABRAHAM, CL, ANDERSON, AE, ... SA Maas - Osteoarthritis and and 2014, undefined. Patient-specific analysis of cartilage and labrum mechanics in human hips with acetabular dysplasia. *Elsevier* [online]. [Accessed 17 July 2020]. Available from: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S106345841301008X>
14. LI, J, STEWART, TD, JIN, Z, WILCOX, RK, BIOMECHANICS, J Fisher - Journal of and 2013, undefined. The influence of size, clearance, cartilage properties, thickness and hemiarthroplasty on the contact mechanics of the hip joint with biphasic layers. *Elsevier* [online].
15. VAFAEIAN, B, ZONOOBI, D, ... M Mabee - Osteoarthritis and and 2017, undefined. Finite element analysis of mechanical behavior of human dysplastic hip joints: a systematic review. *Elsevier* [online].
16. LI, J, HUA, X, JIN, Z, FISHER, J, PHYSICS, RK Wilcox - Medical engineering & and 2014, undefined. Influence of clearance on the time-dependent performance of the hip following hemiarthroplasty: A finite element study with biphasic acetabular cartilage. *Elsevier* [online].
17. CHAKLADAR, ND, HARPER, LT, BEHAVIOR, AJ Parsons - journal of the mechanical and 2016, undefined. Optimisation of composite bone plates for ulnar transverse fractures. *Elsevier* [online].
18. CHEN, Y, DALL, E, SALES, E, MANDA, K, ... R Wallace - Journal of the and 2017, undefined. Micro-CT based finite element models of cancellous bone predict accurately displacement once the boundary condition is well replicated: a validation study. *Elsevier* [online].
19. VANDENBUSSCHE, E, LEBARON, M, ... M Ehlinger - ... & Traumatology: Surgery and 2014, undefined. Blade-plate fixation for distal femoral fractures: a case-control study. *Elsevier* [online].
20. KASHAN, JS, INVESTIGACIÓN, SM Ali - Ingeniería e and 2019, undefined. Modeling and simulation for mechanical behavior of modified biocomposite for scaffold application. [scielo.org.co](http://scielo.org.co)
21. SAPUTRA, Eko, BUDIWAN ANWAR, Iwan, JAMARI, J and VAN DER HEIDE, Emile. Finite Element Analysis of Artificial Hip Joint Movement during Human Activities. *Procedia Engineering* [online]. 2013. Vol. 68, p. 2013.
22. COLIC, Katarina, SEDMAK, Aleksandar, GRBOVIC, Aleksandar, TATIC, Uros, SEDMAK, Simon and DJORDJEVIC, Branislav. ScienceDirect Finite element modeling of hip implant static loading. *Procedia Engineering* [online]. 2016. Vol. 149, p. 257–262.
23. NORITOMI, PY, SILVA, JVL da, DELLAI, RCA, CIRP, A Fiorentino - Procedia and 2013, undefined. Virtual modeling of a female pelvic floor and hypothesis for simulating biomechanical behavior during natural delivery. *Elsevier* [online].
24. FIORENTINO, A, ZARATTINI, G, PAZZAGLIA, U, CIRP, E Ceretti - Procedia and 2013, undefined. Hip prosthesis design. Market analysis, new perspectives and an innovative solution. *Elsevier* [online].

25. PARASHAR, SK, SCIENCE, JK Sharma - Perspectives in and 2016, undefined. A review on application of finite element modelling in bone biomechanics. *Elsevier* [online].
26. ROSA, G la, CLIENTI, C, BELLA, S di, INTEGRITY, F Rizza - Procedia Structural and 2016, undefined. Numerical analysis of a custom-made pelvic prosthesis. *Elsevier* [online].
27. NOLASCO, JJM, FIGUEROA, CFH, VERA, FG, EDUCATIVAS, AV Lesso - Pistas and 2018, undefined. Entrenamiento de una red neuronal en LabVIEW para la identificación en línea de un sistema dinámico. *itc.mx* [online].
28. QIAN, Jing-Guang, LI, Zhao-Xia, BIAN, Rong, ZHANG, Hong, SU, Yang and YE, Qiang. JING-GUANG QIAN et al: A Novel Finite Element Model of the Hip Joint with Application to Stress and Strain Analysis under a Static Load. *ijssst.info* [online]. 1AD.
29. NGUYEN, VH, ON, G Haiat - The 24th International Congress and 2017, undefined. Assessment of the bone-acetabular implant contact properties during impacts: a finite element study. *hal.archives-ouvertes.fr* [online].
30. SUN, Wei, LIANG, Liang, LIU, Minliang and MARTIN, Caitlin. A deep learning approach to estimate stress distribution: a fast and accurate surrogate of finite-element analysis. *royalsocietypublishing.org* [online]. 1 January 2018. Vol. 15, no. 138.
31. RAFFAELLA, Aversa, ION, Florian, PETRESCU, T, VICTORIA, Relly, PETRESCU, V and ANTONIO, Apicella. Biomimetic Finite Element Analysis Bone Modeling for Customized Hybrid Biological Prostheses Development. *American Journal of Applied Sciences Original Research Paper* [online]. 2016.
32. LEAL, JMM. Estudio de recubrimientos y tratamientos de superficie de nueva generación para optimizar la vida útil de moldes de inyección de polímeros que usan la resina Noryl. [online]. 2014.
33. PROCESO - WEBQUEST EL APARATO LOCOMOTOR. [online]. [Accessed 18 July 2020]. Available from: <https://sites.google.com/site/webquestelesqui/proceso>
34. El cuerpo humano.: Articulaciones. [online]. [Accessed 18 July 2020]. Available from: <http://explorando-elcuerpohumano.blogspot.com/2010/09/articulaciones.html>
35. BARONE, LR, RODRÍGUEZ, C, GHIGLIONI, M, ... CD Gonzáles - ... : Cultural Librería Americana and 2007, undefined. *Anatomía y fisiología del cuerpo humano*. [no date].
36. CHAPA, DAA and CHAPA, DAA. Análisis biomecánico del desempeño en función del tamaño de la resección de un espaciador tumoral para rodilla por elementos finitos. [online]. 2008.
37. HERAKOVICH, CT. *Mechanics of fibrous composites* [online]. 1998. [Accessed 19 July 2020]. Available from: <http://www.sidalc.net/cgi-bin/wxis.exe/?IscScript=CICY.xis&method=post&formato=2&cantidad=1&expresion=mfn=003779>
38. PALOU, PÁ. *Resistencia de materiales (ensayos)* [online]. 2010. ISBN 9788494424441. Available from:

<https://ebookcentral.proquest.com/lib/bibliocauladechsp/reader.action?docID=3187783&query=RESISTENCIA%2BDE%2BMATERIALES>

39. BORES1, Arthur P. *ADVANCED MECHANICS OF MATERIALS* [online]. 2003. [Accessed 19 July 2020]. Available from: [www.wiley.com/college/boresi](http://www.wiley.com/college/boresi).

40. JAVIER PAYÁN SOMET TUTOR, F, JOSÉ MURILLO FUENTES, Juan, QUESADA ORTEGA TUTOR, Elena, OJEDA GRANJA TUTOR, Joaquín and JAVIER MARTÍNEZ REINA, Francisco. *Simulación por Elementos Finitos de la remodelación ósea en el fémur humano. Influencia de la discretización temporal del ciclo de marcha*. [online]. 2018.

41. DE, Niversidad, DE, Uperior and DE, Inal. Análisis micromecánico de interfaces hueso-cemento. . 2010.

42. LESSO, Agustín Vidal, ROBLES, Alberto Saldaña, CAMARENA, Víctor Alcántar, SANTAMARÍA, Gerardo Pacheco, JOSÉ, Juan and NOLASCO, Martínez. Validación de un modelo viscoelástico para indentación de cartílago. *pistaseducativas.itc.mx* [online].

43. BARROSO-MALDONADO, J. M., BELMAN-FLORES, J. M., LEDESMA, S. and ACEVES, S. M. Prediction of heat transfer coefficients for forced convective boiling of N<sub>2</sub>-hydrocarbon mixtures at cryogenic conditions using artificial neural networks. *Cryogenics* [online]. 2018. Vol. 92, no. March, p. 60–70. DOI 10.1016/j.cryogenics.2018.04.005.

44. BELMAN-FLORES, J. M., LEDESMA, S. E., GARCIA, M. G., RUIZ, J. and RODRÍGUEZ-MUÑOZ, J. L. Analysis of a variable speed vapor compression system using artificial neural networks. *Expert Systems with Applications* [online]. 2013. Vol. 40, no. 11, p. 4362–4369. DOI 10.1016/j.eswa.2013.01.015.

45. ¿Funciona Google como un gran cerebro? | [jordisan.net](http://jordisan.net). [online]. [Accessed 18 July 2020]. Available from: <https://jordisan.net/blog/2007/funciona-google-como-un-gran-cerebro/>

46. ARTEAGA, Francisco J, SEVILLA, Doris E, FRANCO, Pablo A, MÉNDEZ, Raymundo and BEALE, Guy O. *Redes neuronales para la estabilización simultánea con múltiples dominios acotados de estabilidad en control de procesos Neural networks for simultaneous stabilization with multiple bounded domains of stability in process control* [online]. 2003.

47. PRESS, William H, TEUKOLSKY, Saul A, BETHE, Hans A, VETTERLING, William T and FLANNERY, Brian P. *NUMERICAL RECIPES The Art of Scientific Computing Third Edition* [online]. 2007.

48. DARÍO, Hernan, DUQUE, Patiño, DARIO, Brayan and CORAL, Rosero. *Tratamiento térmico de temple, influencia del medio de enfriamiento* [online]. 2016.

49. DEL CARMEN, Jesús, ABARCA, Peralta, YANEL, Jazmín, CHÁVEZ, Juárez and MARTÍNEZ BAHENA, Beatriz. *Aplicaciones de recocido simulado en problemas de optimización combinatoria* [online]. [no date].

50. GARCÍA, J Orozco, MICAI/TAIA, CA Reyes-García - Memorias de and 2002, undefined. *Clasificación de Llanto del Bebé Utilizando una Red Neural de Gradiente Conjugado Escalado*. .

51. MICHEL, Adrien, BOSCH, Romain, MENINGAUD, Jean Paul, HERNIGOU, Philippe and HAIAT, Guillaume. Assessing the acetabular cup implant primary stability by impact analyses: A cadaveric study. *PLoS ONE*. 1 November 2016. Vol.11, no.11. DOI 10.1371/journal.pone.0166778
52. NARVÁEZ, Carlos A, ROA°, Máximo A and GARZÓN°, Diego A. 8° CONGRESO IBEROAMERICANO DE INGENIERIA MECANICA [online]. [no date].
53. MEZA, Carlos A, TAMAYO, Fernando and FRANCO, Ediguer E. *Optimización topológica aplicada al diseño de componentes estructurales mecánicos de peso reducido* [online]. 2015.
54. BARRAGÁN, Aguinaga and MSC INGENIERO MECÁNICO, Álvaro. 8° Congreso Iberoamericano De Ingenieria Mecanica Confiabilidad Operacional Para La Ingeniería Del Mantenimiento. 2007. No. May 2015.
55. TIJOU, Antoine, ROSI, Giuseppe, HERNIGOU, Philippe, FLOUZAT-LACHANIETTE, Charles-Henri, HAIAT, Guillaume, MONDOR AP-HP, Henri and PARIS, Chu. Ex Vivo Evaluation of Cementless Acetabular Cup Stability Using Impact Analyses with a Hammer Instrumented with Strain Sensors. *mdpi.com* [online].
56. MICHEL, Adrien, NGUYEN, Vu Hieu, BOSCH, Romain, VAYRON, Romain, HERNIGOU, Philippe, NAILI, Salah and HAIAT, Guillaume. Finite element model of the impactation of a press-fitted acetabular cup. *Medical and Biological Engineering and Computing*. 1 May 2017. Vol. 55, no. 5, p. 781–791. DOI 10.1007/s11517-016-1545-2
57. REVIEW, G Brewka - The Knowledge Engineering and 1996, undefined. Artificial intelligence—a modern approach by Stuart Russell and Peter Norvig, Prentice Hall. Series in Artificial Intelligence, Englewood Cliffs, NJ. *cambridge.org* [online].
58. CYBENKO, G. Approximation by superpositions of a sigmoidal function. *Mathematics of Control, Signals, and Systems*. December 1989. Vol. 2, no. 4, p. 303–314. DOI 10.1007/BF02551274.
59. CAMARGO, C Rodríguez, FLORES MEDINA, R, CÓRDOVA BECERRA, V, GUTIÉRREZ GONZÁLEZ, J and ALCÁNTAR CAMARENA, V. “Predicción de la fuerza de impacto y posición de la prótesis en el procedimiento de implante de copa acetabular” [online]. [no date].
60. LEDESMA, S, ... MA Ibarra-Manzano - 2017 Computing and 2017, undefined. Neural lab a simulator for artificial neural networks. *ieeexplore.ieee.org* [online]. [Accessed 17 July 2020]. Available from: <https://ieeexplore.ieee.org/abstract/document/8252175/>
61. AUBERT & DUVAL. M30NW. [online]. Available from: [https://www.aubertduval.com/wp-media/uploads/sites/2/2017/06/M30NW\\_GB.pdf](https://www.aubertduval.com/wp-media/uploads/sites/2/2017/06/M30NW_GB.pdf)