

**UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE CIUDAD JUÁREZ**  
**INSTITUTO DE INGENIERÍA Y TECNOLOGÍA**  
**DEPARTAMENTO DE INGENIERÍA INDUSTRIAL Y MANUFACTURA**  
**DOCTORADO EN TECNOLOGÍA**



**“Precarga Óptima en un Mini Tornillo Absorbible  
mediante el Análisis de Elementos Finitos y la Red  
Neuronal Artificial inversa”**

TESIS QUE PARA OBTENER EL GRADO DE DOCTOR  
PRESENTA

**PIMENTEL MENDOZA ALEX BERNARDO**

BAJO LA DIRECCIÓN DE  
**DR LÁZARO RICO PÉREZ**  
**DR JOSÉ OMAR DÁVALOS RAMÍREZ**



# DEDICATORIA

A mis padres

Por el apoyo constante recibido a lo largo de mi vida y por ser el ejemplo de superación que me motiva a crecer cada día.

A mi esposa e hija

Por el apoyo y empuje para el logro de esta meta personal y profesional.

A mis hermanas

Por animarme siempre a seguir adelante.

*Alex Bernardo Pimentel Mendoza*

# AGRADECIMIENTO

Agradezco todo el apoyo brindado por la Universidad Autónoma de Baja California y la Universidad Autónoma de Ciudad Juárez y, en especial, al Dr. Erwin Adán Martínez Gómez, Mtro. Alonso Hernández Guitrón, Dra. Soledad Vianey Torres Arguelles y Dr. Antonio Gómez Roa por las facilidades brindadas durante toda la trayectoria escolar.

Agradezco el apoyo y paciencia del Dr. Lázaro Rico Pérez y el Dr. José Omar Dávalos Ramírez para el desarrollo de este trabajo.

Por último, pero no menos importante, doy las gracias a todos los compañeros de generación por estar siempre en la mejor disposición de ayudar y hacer tan ameno el tiempo de convivencia.

# RESUMEN

Las fracturas de mandíbula tienen una alta incidencia y, en pacientes pediátricos, se deben tratar de forma distinta que en el paciente adulto. Los tratamientos estándar actuales utilizan implantes metálicos no degradables en el sitio de la fractura lo que puede provocar un rechazo en el paciente, dolor y el efecto de protección al esfuerzo. Además, requieren una segunda intervención para ser retirados. En contraste, los materiales biodegradables no presentan los problemas anteriormente descritos lo que ha incrementado su uso. A pesar de las ventajas de los materiales degradables, los implantes metálicos se siguen usando debido a las exigencias mecánicas a las que se someten, costos y a la confiabilidad en la instalación de éstos. Por lo tanto, la optimización de los principales sistemas para estabilizar fracturas, como lo son las placas y los tornillos fabricados con materiales absorbibles, representa una gran área de oportunidad para estandarizar su uso en el futuro. Es por ello que esta investigación tiene el objetivo de predecir la deformación máxima equivalente del tornillo en sistemas absorbibles de mini placa-tornillo, mediante la aplicación del Análisis de Elementos Finitos (AEF) y Redes Neuronales Artificiales (RNA) para la obtención del valor de precarga óptima.

Para lograr el objetivo planteado, se utilizó el diseño de un arreglo factorial completo  $2^5$ , con la finalidad de tener diferentes configuraciones que sirvan como base de datos de entrada para el entrenamiento de la RNA. Se seleccionaron 4 factores geométricos del tornillo y el valor de precarga para generar las distintas configuraciones, tomando la deformación máxima de Von Mises (DMVM) como la respuesta del sistema. Cada configuración se modeló en el programa SolidWorks, mientras que el AEF, para obtener la DMVM, se realizó en ANSYS. Con la base de datos generada, se utilizó el programa MATLAB para definir la estructura de la RNA, la cual quedó compuesta por cinco neuronas en la capa de entrada, tres neuronas en la capa oculta y una neurona en la capa de salida. Con la estructura de la RNA definida, se invirtió la red, en un proceso conocido como Red Neuronal Inversa (RNI), para obtener una expresión que permite conocer la precarga óptima, cuando se tienen valores conocidos de los

parámetros geométricos del mini tornillo. Los resultados observados indican que la RNA tiene la capacidad de predecir el valor la DMVM y que el modelo de la RNI es adecuado para encontrar el valor de precarga óptimo deseado, para un DMVM previamente establecido.

La estructura de este trabajo se divide en cinco capítulos. En el *Capítulo uno*, se presentan los antecedentes de los sistemas de fijación ósea y de los materiales para su fabricación, así como de los estudios enfocados en mejorar la confiabilidad de los sistemas placa tornillo. Además, se describe el planteamiento del problema, los objetivos, la hipótesis, la justificación, el alcance y la delimitación del trabajo de investigación.

En el *Capítulo dos*, se aborda el marco teórico que permite seleccionar los parámetros geométricos del mini tornillo del sistema absorbible para la generación de las distintas configuraciones y la identificación de la precarga como factor de interés para lograr la estabilización adecuada de la fractura.

En el *Capítulo tres* se describen las características de la investigación, los programas de cómputo empleados y la forma en que éstos se aplicaron en la solución de la problemática planteada.

El *Capítulo cuatro* presenta los resultados de la arquitectura de la RNA y su evaluación por medio del coeficiente de determinación, el error cuadrático medio y la prueba de pendiente-intersección. Además, se desarrolla la RNI para determinar el valor óptimo de  $P$  y se validan los resultados con un procedimiento numérico y otro analítico.

Por último, en el *Capítulo cinco* se resumen los resultados obtenidos, se relacionan al cumplimiento de los objetivos y se explican los trabajos futuros que se identifican como oportunidades de mejora en esta investigación.

# ABSTRACT

Mandible fractures have a high incidence rate and they should be treated differently in pediatric patients than in adults. Currently, typical treatments use non-degradable metal implants at fracture site, which can cause rejection in the patient, pain, the stress shielding effect and, in some cases, requires a second intervention to be removed. In contrast, biodegradable materials do not present the problems described above, which has increased their use. Despite the advantages of degradable materials, metal implants continue to be used due to the mechanical demands to which they are subjected, costs and the reliability of their installation. Therefore, the optimization of the main systems for stabilizing fractures, such as plates and screws made with absorbable materials, represents a large area of opportunity to standardize their use in the future. Therefore, this research aims to predict the maximum equivalent strain of the screw in absorbable mini plate-screw systems, by means of Finite Element Analysis (FEA) and Artificial Neural Networks (RNA), to obtain the optimal preload value.

To achieve the proposed aim of this research, a full factorial design  $2^5$  was used, in order to have different configurations that serve as input database for the training of the RNA. Four geometric factors of the screw and the preload value were selected in order to generate all the possible configurations, recording the Maximum Von Mises Strain (MVMS) as the system response. Each configuration was modeled in SolidWorks software, while the FEA, to obtain the MVMS, was performed in ANSYS. MATLAB software was used to define the structure of the RNA with the generated database, which have five neurons in the input layer, three neurons in the hidden layer, and one neuron in the output layer. With the RNA structure defined, the network was inverted, in a process known as Artificial Neural Network inverse (RNI), to obtain an expression that allows knowing the optimal preload, when the geometric parameters of the mini screw are well known. The results indicate that the RNA has the ability to

predict the MVMS value and that the RNI model is adequate to find the desired optimal preload value for a previously established MVMS.

The structure of this research works is divided into five chapters. In *Chapter one*, background of bone fixation systems and the materials for their manufacture are presented, as well as studies focused on improving the reliability of plate and screw systems. Also, the problem statement, the objectives, the hypothesis, the justification, the scope, and the delimitation of the research are described.

In *Chapter two*, the theoretical framework that allows selecting the geometrical parameters of the mini screw for generation of the different configurations and the identification of the preload as a factor of interest to achieve adequate stabilization of the fracture is addressed.

*Chapter three* describes the characteristics of the research, software's used and the way in which they were applied in solving the problem raised.

*Chapter four* presents the results of the RNA architecture and its evaluations by means of the coefficient of determination, the mean square error, and the slope-intercept test. In addition, the RNI is developed to determine the optimal value of  $P$  and the results were validated with numerical and analytical procedures.

Finally, in *Chapter five*, the obtained results are summarized, they are related to the accomplishment of the objectives and the future works that are identified as opportunities of improvement in this research are explained.

# CONTENIDO

|   |     |
|---|-----|
| DEDICATORIA .....   | II  |
| AGRADECIMIENTO .....  | III |
| RESUMEN .....   | IV  |
| ABSTRACT .....  | VI  |
| Índice de figuras.....  | X   |
| Índice de tablas.....   | XII |
| I. Introducción .....   | 14  |
| 1.1 Antecedentes.....   | 14  |
| 1.2 Planteamiento del problema .....                              | 17  |
| 1.3 Objetivos de Investigación.....                               | 18  |
| 1.3.1 Objetivo General .....                                      | 19  |
| 1.3.2 Objetivos Específicos .....                                 | 19  |
| 1.4 Hipótesis.....  | 19  |
| 1.5 Justificación de la Investigación .....                       | 19  |
| 1.6 Alcance y limitaciones .....                                  | 20  |
| II. Marco Teórico .....   | 23  |
| 2.1. Fracturas y sus tratamientos .....                           | 23  |
| 2.2 Materiales para sistemas de fijación de fracturas.....        | 29  |
| 2.3 Implantes para fijación de fracturas.....                     | 31  |
| 2.4 Sistemas de placa tornillo para fijar fracturas .....         | 34  |
| 2.5 Parámetros de diseño de tornillos para fijación interna ..... | 36  |
| 2.5 Diseño de experimentos .....                                  | 38  |
| 2.6 Método del elemento finito.....                               | 40  |
| 2.7 Red neuronal artificial (RNA) .....                           | 44  |
| 2.7.1 Algoritmos de Optimización .....                            | 47  |

|  |     |
|--|-----|
| 2.7.2 Evolución Diferencial (ED).....  | 49  |
| 2.7.2 Evaluación del desempeño de la RNA .....                                   | 51  |
| III. Materiales y métodos .....  | 53  |
| 3.1 Características de la investigación .....                                    | 53  |
| 3.2 Materiales .....   | 53  |
| 3.2.1 Software para modelado sólido .....  | 54  |
| 3.2.2 Software para Análisis por Elementos Finitos .....                         | 54  |
| 3.2.3 Arreglos del Diseño Factorial Completo .....                               | 55  |
| 3.2.4 Herramienta ANN en Matlab.....   | 57  |
| 3.3.5 Ácido Poliláctico (PLA) .....  | 58  |
| 3.3 Método .....   | 58  |
| 3.3.1 Arreglo de factores de diseño para preparación de base de datos .....      | 59  |
| 3.3.2 Simulación numérica .....  | 60  |
| 3.3.3 Red neuronal artificial (RNA) .....  | 63  |
| 3.3.4 Red Neuronal Artificial Inversa .....                                      | 65  |
| IV. Resultados.....  | 68  |
| 4.1 RNA para el cálculo de la DMVM .....   | 69  |
| 4.2 RNI para el cálculo de valor óptimo de P .....                               | 72  |
| 4.3 Evaluación numérica de la RNI .....  | 73  |
| 4.4 Evaluación analítica del AEF .....   | 75  |
| V. Conclusiones y recomendaciones .....  | 83  |
| 4.1 Conclusiones .....   | 83  |
| 4.2 Recomendaciones.....   | 84  |
| Bibliografía .....   | 87  |
| Anexo 1. Factor de concentración de esfuerzos en el cuello del mini tornillo ... | 100 |
| Anexo 2. Esfuerzos principales con círculos de Mohr para mini tornillo .....     | 101 |

# Índice de figuras

|  |    |
|--|----|
| Figura 1. Niveles de la organización estructural jerárquica del hueso .....  | 24 |
| Figura 2. Modelo conceptual de 4 fases de la curación de fracturas óseas.....  | 26 |
| Figura 3. Divisiones del macizo facial.....  | 28 |
| Figura 4. (A) Ejemplo de dispositivo de fijación externa. (B) y (C) Ejemplos de dispositivos de fijación interna. ....   | 32 |
| Figura 5. Esquema de la posición de dos mini placas para estabilizar fractura de mandíbula .....                         | 36 |
| Figura 6. Esquema de términos del tornillo.....  | 37 |
| Figura 7. Cantidad de publicaciones con aplicación del DE .....  | 40 |
| Figura 8. Distintos valores de error y parámetro de aproximación de una función para lograr convergencia. ....           | 42 |
| Figura 9. Esquema de una neurona biológica. ....   | 44 |
| Figura 10. Modelo no lineal de una neurona artificial.....   | 45 |
| Figura 11. Diagrama de flujo del algoritmo ED .....  | 49 |
| Figura 12. Flujo de trabajo con la GUI de la NNT en MATLAB.....  | 57 |
| Figura 13. Diagrama de flujo para el método desarrollado. ....   | 59 |
| Figura 14. Parámetros seleccionados en el tornillo .....   | 61 |
| Figura 15. Propiedades mecánicas y condiciones de frontera para el análisis. ....  | 62 |
| Figura 16. Esquema del proceso de aprendizaje usado para la RNA.....   | 65 |
| Figura 17. Distribución de la deformación en el tornillo para a) Simulación4, y b) Simulación 8 .....                    | 69 |
| Figura 18. Comparación de valores obtenidos DMVM con RNA vs AEF .....  | 71 |
| Figura 19. Importancia relativa de las variables de entrada en el valor de DMVM ..                                       | 72 |
| Figura 20. DMVM calculada con el AEF, considerado los valores de parámetros de diseño para la RNI y la P calculada ..... | 74 |
| Figura 21. Cargas aplicadas al tornillo insertado y dimensiones básicas .....  | 76 |
| Figura 22. Impresora da Vinci 1.0 Pro. A) Vista exterior. B) Área de trabajo .....                                       | 78 |
| Figura 23. Máquina universal de ensayos Shimadzu AG-IC 100kN .....   | 79 |

|  |    |
|--|----|
| Figura 24. Probeta a tensión después de la fractura .....                | 79 |
| Figura 25. Curva Esfuerzo-Desplazamiento para el ensayo de tensión ..... | 80 |

# Índice de tablas

|   |    |
|---|----|
| Tabla 1. Tipo de fijador dependiendo del sitio de fractura. ....              | 33 |
| Tabla 2. Ejemplos de funciones de activación .....                            | 46 |
| Tabla 3 Clasificación de las RNA por tipo de aprendizaje y arquitectura ..... | 48 |
| Tabla 4. Matriz de combinaciones para un arreglo factorial $2^5$ .....        | 56 |
| Tabla 5. Niveles y factores para el arreglo.....                              | 59 |
| Tabla 6. Propiedades mecánicas asignadas para el AEF.....                     | 62 |
| Tabla 7. Arreglo de factores y niveles para el mini tornillo .....            | 68 |
| Tabla 8. Valores de sesgo y peso para la RNA propuesta .....                  | 70 |
| Tabla 9. Prueba pendiente-intersección para la RNA .....                      | 71 |
| Tabla 10. Factores de diseño y DMVM para la RNI.....                          | 73 |

# **INTRODUCCIÓN**

# I. Introducción

En este capítulo se exponen los antecedentes que motivaron el desarrollo de la investigación, se describe la problemática a resolver y los objetivos perseguidos, seguido de la hipótesis planteada. También se muestra la justificación donde se explica la contribución al conocimiento y, por último, se explican los alcances y limitaciones del trabajo.

## 1.1 Antecedentes

Las fracturas maxilofaciales son un problema frecuente que requiere no solo de un tratamiento adecuado que sea funcional, sino también de un resultado estético. En estos casos, los sistemas de mini placa-tornillo fabricados con aleaciones de titanio son ampliamente utilizados para reducir y estabilizar la fractura debido a que el material es biocompatible, altamente resistente a la tracción y corrosión, además de no ser tóxico, excepto cuando se incluye al Vanadio como componente de aleación. Aunque las ventajas de utilizar aleaciones de titanio en sistemas de mini placa-tornillo son bien conocidas, se han documentado diversos inconvenientes tales como palpabilidad, exposición del implante, migración, dolor, intolerancia al frío, protección al esfuerzo, reacciones inmunoinflamatorias e infiltración de partículas metálicas en el hueso circundante, por lo que muchos autores recomiendan una segunda cirugía para retirar el dispositivo como rutina obligatoria, aunque otros consideran que la remoción solo debe estar indicada cuando existen complicaciones (D. Meaike & H. Hollier, 2015; J. W. Li, Du, Yuchi, & Zhang, 2019; Licéaga-reyes, Barrientos-velázquez, & Banda-oyervides, 2013; Riviş et al., 2020; Wu et al., 2018). En décadas recientes, el uso de polímeros y copolímeros biodegradables como material para la fabricación de implantes se ha extendido ya que tienen un módulo elástico cercano al del hueso, evitan la necesidad de una segunda cirugía al degradarse en el cuerpo lo que al mismo tiempo promueve el proceso de regeneración ósea al transferir paulatinamente las cargas del implante al hueso. Sin embargo, estos materiales también tienen sus limitaciones al tener menor resistencia, mayor costo, presentar reacciones inflamatorias, así como la necesidad de taladrar y roscar previamente, en

el caso de tornillos los cuales pueden romper en la cabeza si se aplica un torque excesivo (Ambrose & Clanton, 2004; Bell & Kindsfater, 2006; Kanno, Sukegawa, Furuki, Nariai, & Sekine, 2018; J. Li et al., 2020; On, Cho, Byun, & Yang, 2020; Pina & Ferreira, 2012). En este sentido, Singh, et al. (2011) en un estudio realizado que incluyó 14 pacientes con fractura zigomática tratadas con implantes biodegradables, reportaron 2 casos de fractura en la cabeza del tornillo mientras se apretaba. Por otro lado, Van Bakelen et al. (2014) concluyen que los cirujanos pasan por una curva de aprendizaje para adquirir las habilidades necesarias para implantar este tipo de sistemas.

Existen diversos estudios que se enfocan en mejorar la confiabilidad de los sistemas placa tornillo al tratar de disminuir las deformaciones producidas o aumentar el factor de seguridad mediante distintas metodologías, tanto para implantes metálicos como bioabsorbibles. Por ejemplo, Yun Liu, Fan, Jiang, y Baur (2017) utilizaron la optimización topológica para el diseño de una placa personalizada para fijar una fractura en el ángulo de la mandíbula, basados en las propiedades mecánicas de dos sistemas convencionales y comparando los resultados con los cálculos por medio del Análisis de Elementos Finitos (AEF), logrando reducir significativamente el esfuerzo, la deformación y el desplazamiento. Sin embargo, para lograrlo se tuvo que reconstruir una mandíbula virtual en 3 dimensiones mediante imágenes de tomografías computarizadas y realizar la optimización topológica en un programa especializado, lo que puede resultar poco práctico. Por otro lado, Lin, Yu, Liu, Lin, y Lin (2010) combinaron el AEF con el método Taguchi para determinar los efectos relativos que tienen siete factores de diseño de mini tornillos considerando además la osteointegración en la interfaz hueso-implante. Los autores consideran el material del implante, longitud de exposición y el diámetro como los factores que más afectan a la deformación, la cual fue la respuesta biomecánica medida, y concluyen que utilizar un material con mayor resistencia resulta en una ventaja. Sin embargo, no se está considerando la protección contra el esfuerzo que otros autores han estudiado y demostrado que en el mediano plazo puede provocar problemas de migración del tornillo (A Gefen, 2002; Haase & Rouhi, 2013). Por su parte, Bianco, Arnoux, Wagnac,

Mac-Thiong, y Aubin (2014) realizaron un diseño de experimentos (DE) para conocer los efectos del diámetro, longitud, cuerda y la trayectoria de inserción en el desempeño del anclaje en tornillos pediculares tomando como salida el valor de la fuerza de arranque. En este estudio, se tiene como resultado al diámetro como el de mayor impacto, lo cual coincide con Lin et al. (2010), aunque en uno se evalúan tornillos corticales (mini tornillos) y en otro tornillos trabeculares (pediculares).

Por su parte, Jun, Kou, Kim, Jun y Lee (2011) evaluaron distintas formas de cabezas de tornillos para minimizar el riesgo de perder la transmisión del torque por parte de la herramienta de inserción debido al deslizamiento por deformación. En su trabajo, encontraron que la forma hexagonal presenta la menor resistencia al deslizamiento respecto a la triangular, torx y las de trébol pequeño y largo, que son las geometrías propuestas como nuevo diseño. Las formas de trébol las conforman por tres círculos alrededor de un círculo central. Tangente a un par de cada uno de los tres círculos, se genera otro círculo llamado periférico. La relación de diámetros  $d/D$  en los círculos periféricos ( $d$ ) y central ( $D$ ) generan una variedad de formas de trébol. El estudio evaluó las relaciones de 0.42 (trébol largo) y 0.96 (trébol corto) donde el primero presentó las mejores características para minimizar el deslizamiento.

Recientemente, Biswas, Dey, Karmakar, Roychowdhury, y Datta (2020) utilizaron algoritmos genéticos para encontrar un diseño optimizado de tornillos de fijación pediculares para pacientes específicos. En este trabajo, los datos generados por el AEF se utilizan para modelar una RNA que predice la micro deformación. La fijación óptima se obtiene en términos del diámetro del implante para 6 posiciones periimplantarias diferentes.

Además de los estudios centrados en factores geométricos, otros autores han realizado revisiones sobre el estado actual de los materiales degradables que se utilizan en la fabricación de implantes y otros más han realizado comparaciones entre el desempeño de estos contra los metálicos, concluyendo que los materiales degradables reducen los costos de operación, el tiempo de recuperación en los pacientes y presentan menos reacciones adversas con resultados similares a los

implantes metálicos para estabilizar fracturas (Gaball, Lovald, Baack, & Olson, 2015; Grün, Holweg, Donohue, Klestil, & Weinberg, 2018; H. Lim et al., 2014; Poircuitte et al., 2015; Wu et al., 2018).

## **1.2 Planteamiento del problema**

Actualmente, el tratamiento de fracturas óseas ha tenido grandes avances y el titanio se ha convertido en el material más utilizados en sistemas placa-tornillo para fijar fracturas, debido a su alta resistencia y rigidez. No obstante, estas propiedades provocan que el implante soporte la mayor parte de la carga mecánica propiciando la pérdida de masa ósea a su alrededor. A este efecto se le denomina protección al esfuerzo (Ashjaee, Hosseinitabatabaei, & Tahani, 2015; Cox, Kohn, & Impelluso, 2003). Otras consecuencias relacionadas con el uso de implantes de titanio son la palpabilidad, dolor y la necesidad de una segunda intervención quirúrgica para su remoción. Por estas razones, los materiales degradables para aplicaciones médicas han tenido un gran auge en las últimas décadas ya que evitan los problemas mencionados, aunque se han documentado otros, tales como la inserción incompleta del tornillo o su rompimiento (Burlini, Conti, Amadori, Bardellini, & De Giuli, 2015; Kanno et al., 2018; Kazuhisa, Tadahiko, & Ken-Ichiro, 1997; Sauerbier, Schön, Otten, Schmelzeisen, & Gutwald, 2008; Wu et al., 2018). En este sentido, determinar la correcta aplicación del torque de inserción puede prevenir el rompimiento del tornillo (Pena, Grontvedt, Brown, Aune, & Engebretsen, 1996). Cuando este torque de inserción es aplicado, un esfuerzo de tensión llamado precarga se genera en el cuerpo del tornillo, la cual se mantiene una vez que el implante está en su lugar. En consecuencia, es importante definir la precarga óptima en el sistema absorbible de placa-tornillo, la cual depende de la geometría del tornillo, ángulo de contacto, coeficiente de fricción y las propiedades mecánicas de las piezas (Elias, Rocha, Nascimento, & Coelho, 2012).

Muchos estudios relacionados con la optimización de los tornillos para fijación de fracturas se centran en uno o dos parámetros lo que no permite aprovechar todas las ventajas que ofrecen actualmente los programas para análisis por elementos finitos. Por otro lado, la cantidad total de simulaciones necesarias para investigar todas las

posibles combinaciones de parámetros puede llegar a ser muy grande por lo que resulta conveniente considerar el uso de arreglos de combinaciones, como los utilizados en el DE, para tener una cantidad adecuada de ensayos que, al mismo tiempo, reduzca los esfuerzos de hacer la experimentación (Lin et al., 2010). También, actualmente las redes neuronales artificiales (RNA) se utilizan en distintas áreas, tales como ingeniería y ciencias médicas, ya que son modelos útiles para la predicción y optimización. Las RNA funcionan de forma similar que el cerebro humano, imitando los ajustes de la relación sináptica entre neuronas en el proceso de aprendizaje. Una de las ventajas de las RNA es que se obtienen modelos precisos y fáciles de usar (Abiodun et al., 2018). Por su parte, la Red Neuronal Artificial inversa (RNAi) es una variante de la RNA que ha sido implementada con éxito en muchos procesos para determinar el valor óptimo de algún parámetro deseado, cuando todos los demás son conocidos (Cervantes-Bobadilla et al., 2020).

Por lo tanto, existen grandes áreas de oportunidad para estudiar la forma de aumentar la confiabilidad en los sistemas placa-tornillo fabricados con materiales absorbibles, para prevenir fallas mecánicas durante la intervención quirúrgica (Helder Pereira et al., 2013; Hélder Pereira et al., 2016; Yang et al., 2013). Lo anterior es especialmente importante en aplicaciones pediátricas del área maxilofacial ya que los sistemas de fijación deben cumplir su función de forma adecuada solo el tiempo necesario (Gómez-Castellano et al., 2015; Licéaga-reyes et al., 2013). El estudio de los efectos de la geometría del tornillo en los esfuerzos y deformaciones que soporta, así como de la precarga adecuada en los sistemas de fijación ósea de placa tornillo absorbibles, son importantes para mejorar la confiabilidad del implante, particularmente en los problemas reportados como rotura del cuello y migración del tornillo. Con lo anterior, se eliminaría una de las principales barreras para su uso extensivo como implantes para fijar fracturas.

### **1.3 Objetivos de Investigación**

En esta sección se presentan los objetivos, tanto general como específicos, que se persiguen en esta investigación.

### 1.3.1 Objetivo General

Predecir la deformación máxima equivalente del tornillo en sistemas absorbibles de mini placa-tornillo, mediante la aplicación del análisis de elementos finitos y redes neuronales para la obtención del valor de precarga óptima.

### 1.3.2 Objetivos Específicos

Para lograr el objetivo general, se definen los siguientes objetivos específicos:

- Crear un arreglo de combinaciones basados en un diseño factorial completo, para asegurar que todos los parámetros considerados se combinan.
- Evaluar cada combinación del arreglo, mediante un análisis de elementos finitos, para la creación de una base de datos.
- Entrenar un modelo de RNA, a través de la base de datos creada previamente, para obtener un método sustituto que predice el resultado del AEF.
- Determinar el valor de precarga óptimo en el tornillo de un sistema absorbible de placa-tornillo, a través de la RNI, para su comparación con los resultados del AEF.

## 1.4 Hipótesis

Invertir una red neuronal artificial que predice la deformación en un sistema absorbible de mini placa-tornillo, permite la obtención del valor óptimo de precarga para su inserción.

## 1.5 Justificación de la Investigación

Los accidentes automovilísticos se encuentran entre las causas más comunes de fracturas faciales, siendo la mandíbula la de mayor incidencia tanto en pacientes adultos como pediátricos. Estas fracturas suelen tratarse mediante fijación por reducción abierta con sistemas de mini placas y tornillos fabricados con aleaciones de titanio, aunque el uso de polímeros absorbibles se ha incrementado ya que evitan, entre otras cosas, la necesidad de una segunda cirugía y el efecto de protección al esfuerzo, el cual ocurre por la adaptación del hueso a las condiciones circundantes generando o disminuyendo masa ósea y donde la deformación es aceptado como el estímulo mecánico para la remodelación del hueso alrededor del implante (Burns et

al., 2020; Çehreli, Şahin, & Akça, 2004; Sharma, Patidar, Gandhi, Soodan, & Patidar, 2019). Sin embargo, su uso está limitado por desventajas relacionadas a sus propiedades mecánicas, reacciones inflamatorias y problemas intraoperatorios que obligan a cambiar el uso de un dispositivo de polímero por uno metálico (On et al., 2020).

Recientemente se ha utilizado el modelado tridimensional, el AEF y el DE para estudiar el impacto de la forma del tornillo y los parámetros estructurales de las placas en el desempeño biomecánico de implantes para fijar fracturas (Sheng, Ji, Fang, He, & Chen, 2019), así como AEF y RNI para obtener implantes optimizados de acuerdo a pacientes específicos (Biswas et al., 2020).

Debido a lo expuesto anteriormente, en esta investigación se propone el estudio de la deformación equivalente en sistemas de mini placa-tornillo fabricados con polímeros absorbibles para la obtención del valor de precarga óptima para su implantación.

La relevancia de este proyecto radica en el uso de diferentes metodologías para lograr el desarrollo de un proceso que permita determinar el valor de precarga necesario para el correcto funcionamiento de nuevos diseños de tornillo de sistemas absorbibles de mini placa-tornillo con la necesidad de una pequeña cantidad de pruebas experimentales para su validación, aportando de esta forma al conocimiento teórico y práctico, permitiendo al mismo tiempo la posibilidad de trabajos futuros enfocados a incrementar la confiabilidad de estos sistemas. Con este trabajo se obtiene un dato técnico importante para los fabricantes y usuarios, evitando así la incertidumbre en la aplicación del apriete del tornillo.

## **1.6 Alcance y limitaciones**

Esta investigación se limita a mini placas y tornillos fabricados con polímeros absorbibles para fijar fracturas y se consideran propiedades homogéneas en el material. Solo es considerado el proceso de inserción del tornillo por parte del usuario y no contempla la aplicación de cargas en la zona del implante distintas a las de apriete para lograr la precarga necesaria para fijar el implante. Además, para evitar

aumentar la complejidad del análisis, se consideraron propiedades constantes en el hueso a pesar de ser un factor que influye en el comportamiento del implante debido a las variaciones de calidad que puede tener, sobre todo en presencia de, por ejemplo, osteoporosis.

En el estudio se considera que el implante se utiliza en la zona maxilofacial y se reconoce la importancia en pacientes pediátricos, sin embargo, el mismo estudio se puede aplicar a cualquier a pacientes adultos y en zonas donde las cargas que soporta el hueso son bajas.

# **MARCO TEÓRICO**

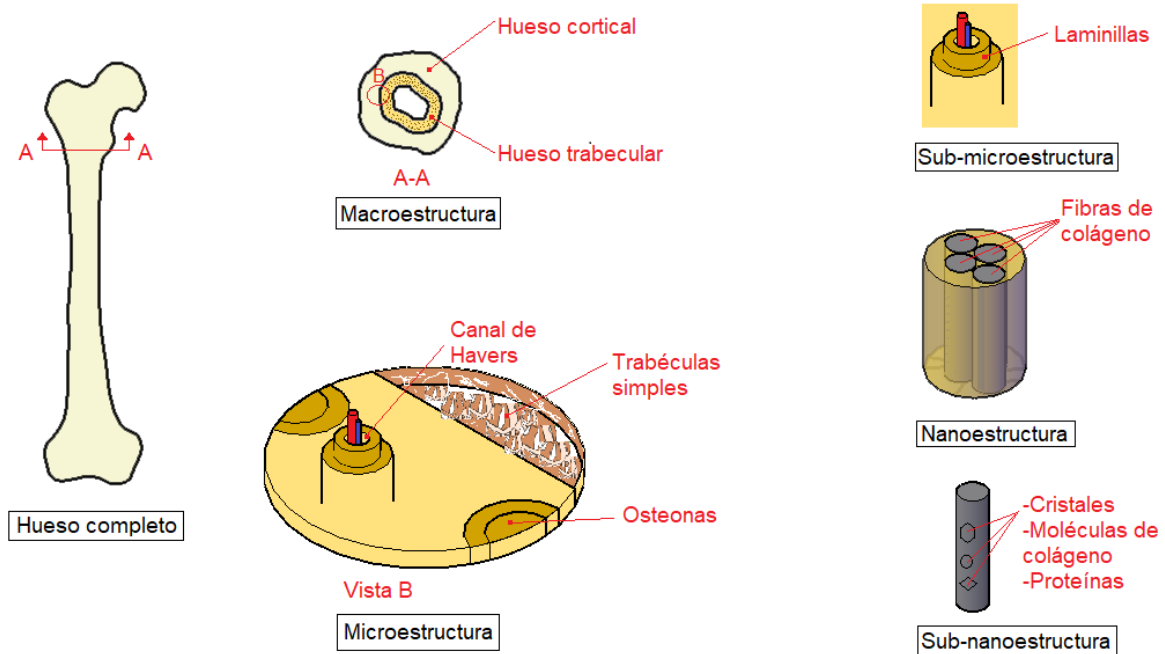
## II. Marco Teórico

### 2.1. Fracturas y sus tratamientos

El esqueleto de una persona adulta se compone de 206 huesos aproximadamente, los cuales tienen como principales funciones el proveer de soporte para mantener una postura erguida, protección mecánica a los órganos internos y como medio de almacenamiento de sales minerales y calcio (Karpiński, Jaworski, & Czubacka, 2017).

La estructura del hueso es jerárquica con una disposición que varía dependiendo de la escala a la que se analiza, lo que le permite realizar las funciones antes descritas. Los distintos niveles de la organización estructural jerárquica son la macroestructura, que comprende el hueso trabecular (esponjoso) y cortical (compacto), la microestructura con trabéculas simples, osteonas y canal de Havers, la sub-microestructura formada por laminillas de entre 1 y 10  $\mu\text{m}$ , la nanoestructura compuesta de fibras de colágeno y, la sub-nanoestructura constituida por cristales minerales óseos, moléculas de colágeno y proteínas no colágenas. La estructura del hueso tiene una disposición y orientación irregular pero optimizada, permitiendo que sea heterogéneo y anisotrópico. Las propiedades mecánicas del hueso varían en los diferentes niveles estructurales, partiendo de un rango entre 14 y 20 GPa para el módulo elástico cuando se analizan las propiedades macroestructurales en especímenes de hueso largos y hasta 5.4 GPa al analizar las propiedades microestructurales. (Rho, Kuhn-Spearing, & Zioupos, 1998).

La Figura 1 muestra la estructura jerárquica del hueso de izquierda a derecha, iniciando con el hueso completo, pasando por la macroestructura, la microestructura, la sub-microestructura, la nanoestructura y finalizando con los cristales, moléculas y proteínas que conforman la sub-nanoestructura.



**Figura 1. Niveles de la organización estructural jerárquica del hueso**  
Fuente: *Elaboración propia*

El hueso es un tejido dinámico en el que la generación y absorción del mismo ocurre de forma cíclica, y mantiene su balance debido a la actividad física. Es por ello que, en la actualidad, los cambios en hábitos de las personas, que incluyen una disminución de forma importante en la actividad física y la edad, son factores que influyen en la calidad de los huesos y el desarrollo muscular de la población. Lo anterior constituye un riesgo ya que incrementan la posibilidad de fracturas en las personas a lo largo de su vida (Aydin & Hasirci, 2010).

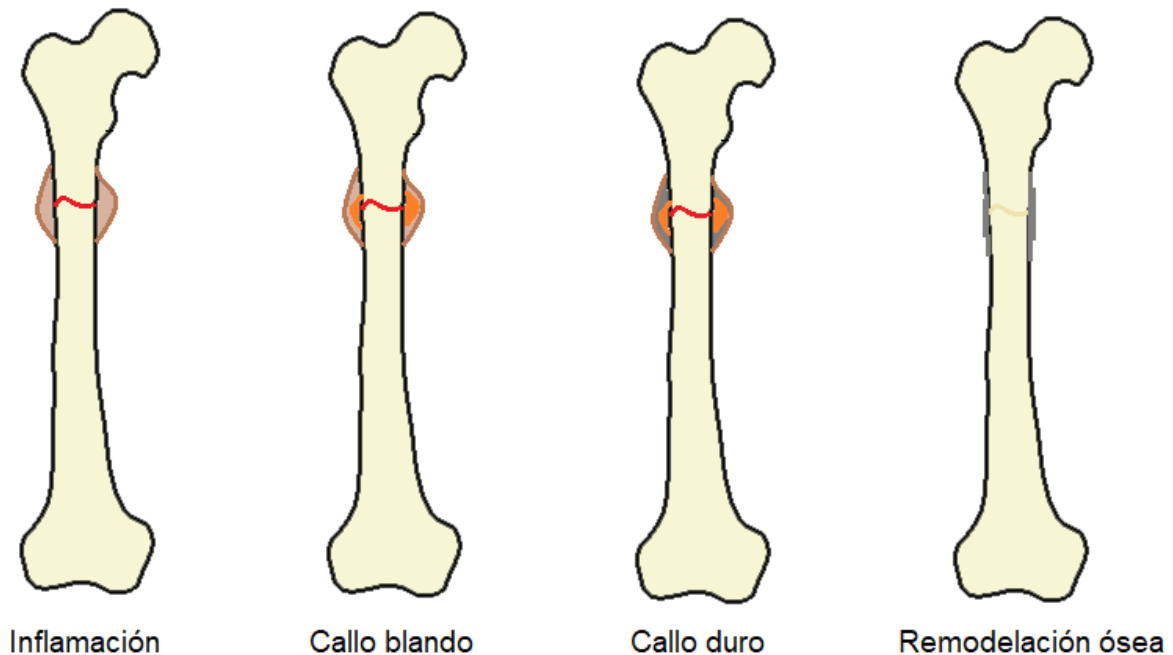
Una fractura en el hueso es la pérdida de continuidad del tejido óseo, la cual se puede dar de forma completa o incompleta y con daño o no del periostio, que es la membrana que cubre los huesos. Podemos encontrar diferentes formas de clasificar las fracturas. Si atienden al mecanismo de producción, se pueden dividir en directa, si el hueso pierde continuidad en el lugar donde se produce la fuerza, o indirecta, si la fractura tiene lugar en un punto distinto a la zona de impacto. La fractura indirecta puede ser provocada por cizallamiento, torsión o aplastamiento. Por otro lado, si las fracturas se clasifican según su origen o causa, se pueden dividir en patológicas, por estrés

(fatiga) y habituales. Si se considera la exposición o no del hueso, se pueden dividir en cerradas o simples y abiertas o expuestas. Por último, atendiendo a la línea de fractura pueden ser incompletas, completas, de tallo verde o “caña de bambú” (Paz & Bustamante, 2013).

Una vez que tiene lugar la fractura de un hueso, el cuerpo comienza un proceso de curación con una fase anabólica inicial en el que, a través de la inflamación, se incrementa el volumen del tejido local. Después, se forma un hematoma alrededor de la fractura que actúa como andamio provisional para la diferenciación de las células madre en tejido fibroso cartilago y hueso. En esta fase interviene una gran cantidad de factores biológicos. El proceso de curación continúa y, a partir de aquí, puede realizarse de 2 formas, dependiendo si los fragmentos de hueso están firmemente unidos o no. La forma más común ocurre cuando los fragmentos de hueso no están firmemente unidos, por lo que existe movimiento en el sitio de la fractura. De esta forma, el proceso sigue al formarse un callo cartilaginoso llamado callo blando, el cual posteriormente se convierte en un callo duro. Por último, ocurre una remodelación ósea donde el callo es reabsorbido y se forma hueso laminar. Las 4 fases descritas forman un modelo conceptual que simplifica el complejo proceso de curación de fracturas en los huesos. La Figura 2 muestra este modelo, desde el proceso de inflamación, hasta la remodelación ósea.

Por otro lado, cuando los fragmentos de hueso están fijos y conectados entre sí, no se forman callos y se curan directamente por la acción de los osteoclastos y osteoblastos (Ghiasi, Chen, Vaziri, Rodriguez, & Nazarian, 2017; Pivonka & Dunstan, 2012).

Cuando ocurre la fractura, la estabilización y fijación de los huesos son deseables para permitir la recuperación de forma directa, sin la formación de callos, para devolver las funciones y, en su caso, movilidad a la parte lesionada. Existen diferentes sistemas para fijación de fracturas, los cuales pueden dividirse en externos e internos.



**Figura 2. Modelo conceptual de 4 fases de la curación de fracturas óseas**

Fuente: *Adaptado de (Pivonka & Dunstan, 2012)*

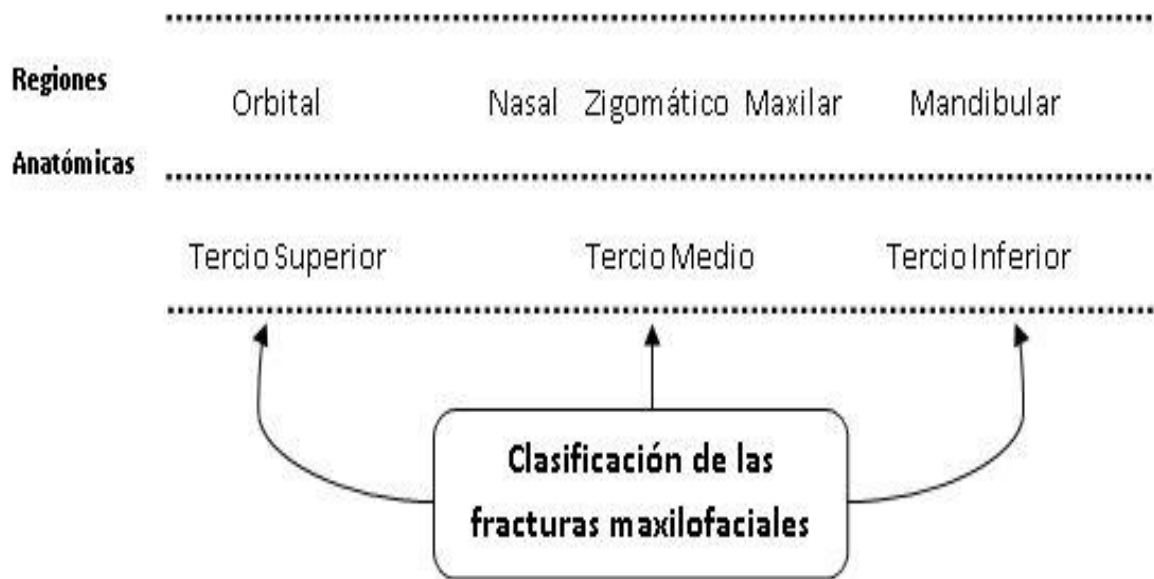
Entre los sistemas de fijación externos podemos citar, como ejemplo, al entablillado. Este tipo de dispositivos, se basan en un componente externo que es usado para sostener la parte afectada en la posición que se requiere mientras consolida el hueso y son usadas generalmente en fracturas abiertas, poli traumas y artrodesis de tobillo, codo, hombro entre otros. En cuanto a los dispositivos de fijación interna utilizados podemos encontrar los tornillos, placas, entre otros. Tienen la ventaja de lograr una recuperación rápida de la función del miembro lesionado y procuran una movilización temprana. Por otro lado, se puede recurrir a tratamientos cerrados que consisten en acomodar la fractura para que el hueso sane y crezca (Taljanovic et al., 2003).

Dentro de los tratamientos cerrados, los principales elementos empleados son los yesos y los aparatos que emplean tracción para fijar la fractura, aunque éstos actualmente no se emplean tan frecuentemente. Como ejemplos de elementos de fijación externa se pueden mencionar a las agujas y alambres, los cuales se colocan por encima y por debajo del foco de fractura y, a su vez, se unen a una o varias barras en la parte externa del cuerpo. En ocasiones, estos sistemas pueden presentar

algunas complicaciones, tales como infección, aflojamiento, entre otros. En los elementos de fijación interna, podemos encontrar 3 principios distintos que se pueden utilizar para asegurar que la reducción de la fractura se mantenga: La compresión fragmentaria estática en la que no se permite el movimiento en el foco de fractura y donde se suelen usar tornillos y placas; Compresión fragmentaria dinámica, que utiliza bandas de tensión, placas de contención, y clavos por mencionar algunos. En este principio, la carga fisiológica se transforma en compresión; Los puentes, en los que, a diferencia de la compresión fragmentaria dinámica, se transmite la carga fisiológica, pero evitando pasar por el foco de fractura. Ejemplos de este tipo de principio son los clavos intramedulares donde el dispositivo se ancla en el hueso sano proximal y distal y; La inmovilización interna, en los que se suelen utilizar golillas y grapas, púas y agujas, alambres, tornillos, placas y clavos (García M & Ortega T, 2005).

En los dispositivos internos para fijación, los tornillos son ampliamente usados ya sean solos o en combinación con placas, alambres o clavos. Las placas mantienen unidos los fragmentos de hueso fracturado para evitar su desplazamiento mientras están anclados con los tornillos, los cuales pueden ser de diversos materiales, además de tener la posibilidad de ser autorroscantes o no. Cuando se utilizan tornillos autorroscantes, se disminuye el tiempo requerido durante la cirugía ya que se evita el taladrado y roscado, además que se disminuyen los daños provocados por el aumento de temperatura en el hueso y la aparición de escombros, aunque causan micro daños mayores en la capa de hueso cortical (Lee et al., 2017; Son, Motoyoshi, Uchida, & Shimizu, 2014).

Todos los sistemas de fijación que se han mencionado, pueden aplicarse al conjunto óseo que conforman la cara y puede dividirse en tercios o, desde un punto de vista anatómica, en 5 regiones. En la Figura 3 se observa la división del macizo facial en tercios y en 5 regiones anatómicas. (Avery, Susarla, & Novelline, 2011; Baltodano, 2016).



**Figura 3. Divisiones del macizo facial.**

Fuente: Adaptado de (Avery et al., 2011; Baltodano, 2016)

En un estudio realizado por Tomich et al. (2011), en el que se revisaron las tomografías del macizo facial solicitadas en el área de urgencias durante 18 meses, se puede identificar como los motivos de traumatismos maxilofaciales de mayor frecuencia a los accidentes de tránsito, las agresiones y practicar algún deporte. También, los autores encuentran que, dentro de las fracturas en esta zona, las que ocurren con mayor frecuencia son las del piso de la órbita, paredes del seno maxilar, fracturas nasales y las fracturas mandibulares. Sumando todos los anteriores, se observa que acumulan el 62.6% de todos los casos. También, Ellis (1996) encontró que la fractura del ángulo mandibular representa un porcentaje importante de fracturas tratadas en diversos estudios debido, probablemente, a un área de sección transversal menor que en otras regiones y condiciones biomecánicas que provocan un brazo de palanca. Además, esta zona tiene una alta tasa de complicaciones comparada con otras fracturas en la mandíbula (H. Y. Lim, Jung, & Park, 2017).

Por otro lado, un estudio llevado a cabo en Italia por Conti, Amadori y Civili (2015), en el cual se hizo una revisión de los archivos clínicos en el periodo de 2007 a 2011 de pacientes pediátricos para la comparación de los resultados de implantes bioabsorbibles respecto a los fabricados con materiales convencionales para este tipo

de aplicaciones, muestra que una causa común de fracturas en el área maxilofacial en menores de edad, considerados como aquellos con una edad de hasta 17 años, se deben a actividades deportivas, caídas, accidentes en automóviles y el uso de bicicletas. La mandíbula fue la zona más afectada en el grupo de 1,122 pacientes.

También es importante mencionar que estas causas comunes de fracturas maxilofaciales difieren a las que ocurrían en el pasado, esto debido a los cambios tecnológicos. Quizá el ejemplo más claro lo podemos encontrar con los automóviles, donde la fuerza de impacto en caso de un accidente provoca lesiones mayores comparados con caídas, el uso de bicicletas u otros. Estos factores propiciaron una evolución importante en las técnicas para tratar las fracturas, así como en el diseño de los dispositivos y materiales utilizados (Mukerji, Mukerji, & McGurk, 2006).

## **2.2 Materiales para sistemas de fijación de fracturas**

Existen diversos materiales que actualmente se utilizan para fabricar dispositivos internos para fijar fracturas, dentro de los que destacan los metálicos polímeros, aunque también podemos encontrar cerámicos. Estos materiales deben cumplir exigencias mínimas en sus propiedades tales como resistencia, ductilidad y biocompatibilidad (Castillo, 2004).

Los materiales metálicos se han utilizado por mucho tiempo para estabilizar fracturas óseas siendo las aleaciones de acero, cromo y cobalto de los más populares hasta que fue divulgado el titanio como material de osteosíntesis con la principal ventaja de su biocompatibilidad. Esto permitió que los implantes quedaran en el cuerpo a menos que se observaran reacciones que obligaran a una segunda cirugía para retirarlos. Sin embargo, existen desventajas como la palpación del material por parte del paciente, hipersensibilidad al frío, liberación de iones metálicos y oxidación que han sido reportado en numerosos casos (Netto, Olate, Rodriguez-chessa, & Kluppel, 2013).

Dentro de los materiales degradables, sean polímeros, metálicos o cerámicos, podemos distinguir a los biodegradables, bioreabsorbibles y bioabsorbibles. Los materiales biodegradables son aquellos que, al ser atacados por ambientes

biológicos, su integridad se ve afectada y produce fragmentos de degradación que, si bien son desplazados del sitio de implantación, no necesariamente son expulsados del cuerpo. Por otro lado, los materiales bioreabsorbibles sufren una degradación y posteriormente son reabsorbidos por el cuerpo y eliminados por vías naturales. En los materiales bioabsorbibles, la degradación molecular no ocurre, en cambio, se disuelven en los fluidos corporales para ser posteriormente excretado. Dentro de los materiales biodegradables que han sido potenciales candidatos para usarse en implantes podemos encontrar aleaciones de magnesio, cerámicos de fosfato de calcio y polímeros (Eglin & Alini, 2008). En la literatura se suele encontrar títulos de manera indiferente como degradables, reabsorbibles, absorbibles y otros sustantivos derivados. Para los implantes fabricados con materiales que se degradan, se tiene diversas referencias a reglamentos, normas y leyes que utilizan el termino absorbibles (Yang Liu, Zheng, & Hayes, 2017).

Los polímeros degradables son una opción que se ajusta a muchas necesidades de aplicaciones médicas y el PLA es uno de los más importantes (Lasprilla, Martinez, Lunelli, Jardini, & Filho, 2012). El PLA y sus copolímeros han sido de los materiales más innovadores en los últimos tiempos por su amplio rango de aplicaciones lo que ha generado múltiples investigaciones en distintos ramas, no solo la médica (Gupta, Revagade, & Hilborn, 2007). Este material puede ser sintético o natural y se obtiene a partir de fuentes renovables y gracias a la facilidad de cambiar sus propiedades mediante refuerzos y rellenos se posiciona como uno de los materiales clave en la actualidad (Murariu & Dubois, 2016). Sin embargo, aunque es un material biocompatible, siempre se espera una respuesta inflamatoria después de su implantación. Los implantes siempre producen una reacción de cuerpo extraño en el paciente y en ocasiones presentan otras reacciones adversas que en ciertos casos llegan a ser importantes por lo que es necesario tener un buen seguimiento a mediano y largo plazo ya que existe evidencia de respuestas de cuerpo extraño incluso un año después de la implantación (Ramot, Zada, Domb, & Nyska, 2015).

En los materiales cerámicos, últimamente las aleaciones de magnesio han sido motivo de diversas investigaciones como material biodegradable en implantes y,

aunque hay reportes de su uso desde el año 1878, no hay implantes comerciales que integren al magnesio o sus aleaciones como material principal. Algunas aplicaciones reportadas del magnesio son como sustituto de ligamentos, tubos como conectores de nervios, bandas, flechas, placas y tornillos, entre otros (Witte, 2015). En este sentido, Waizy et al. (2014) estudiaron el comportamiento de tornillos con una aleación 90% de magnesio, que también contenía tierras raras, en 15 conejos blancos de Nueva Zelanda implantados en el fémur encontrando pocos cambios en los estudios de sangre y una formación moderada de hueso en las áreas en contacto directo con el implante. Además, los estudios realizados en los órganos presentaron resultados normales. También, Ettinger et al. (2014) evaluaron las propiedades biomecánicas de 3 tipos de tornillos con distintos parámetros de roscado, fabricados con una aleación de magnesio también al 90% de concentración, y fueron comparadas con las propiedades de tornillos bioabsorbibles comerciales. En sus resultados encontraron mayores capacidades de resistencia a la falla, aunque se sabe que estos implantes producen gas hidrógeno durante su proceso de degradación lo que puede tener una influencia negativa en etapa de recuperación del hueso.

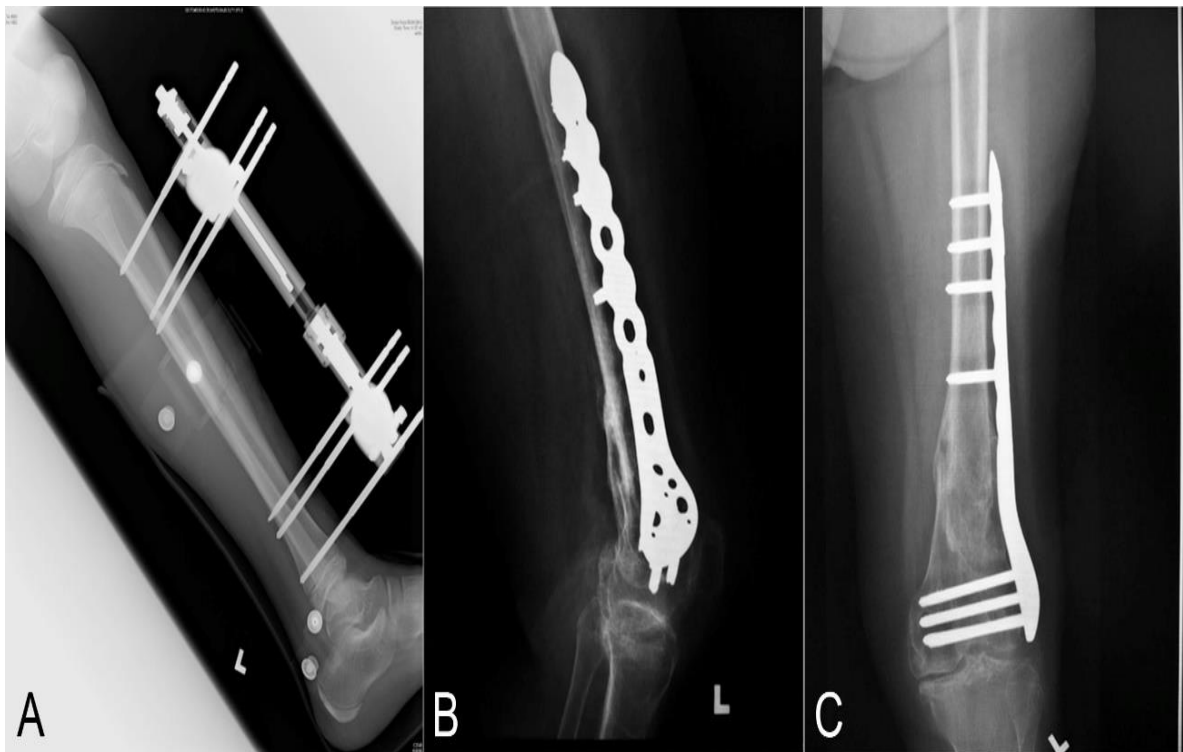
Los materiales biocerámicos se pueden clasificar en tres grupos dependiendo de la reacción provocada entre el material y el tejido vivo donde los bioabsorbibles son aquellos que se disuelven gradualmente en el cuerpo; los bioinertes son materiales que no provocan reacción como la alúmina y zirconia y; los bioactivos provocan una reacción del tejido en contacto (Tan, Yu, Wan, & Yang, 2013). Los cerámicos de fosfato de calcio son materiales bioactivos usados ampliamente en la reparación de tejido óseo por tener características muy similares al hueso que permiten la proliferación de osteoblastos y estimulan la generación de hueso nuevo. Dentro de éstos materiales, la hidroxiapatita es ampliamente usada en aplicaciones para regeneración de tejido óseo (Samavedi, Whittington, & Goldstein, 2013).

### **2.3 Implantes para fijación de fracturas**

Los dispositivos para fijación de fracturas se pueden dividir principalmente en aquellos de fijación interna o externa, aunque también se pueden clasificar dependiendo de si permiten o no el movimiento interfragmentario bajo carga funcional de peso en fijación

flexible o rígida. Generalmente los dispositivos de fijación externa se consideran flexibles y usualmente consta de clavijas, alambres y correas.

Por otro lado, la fijación interna se utiliza ampliamente ya que permite la movilización temprana del hueso lesionado al proporcionar un soporte mecánico en el sitio de la fractura. Entre los dispositivos de fijación interna podemos encontrar alambres, placas y tornillos, clavijas, clavos o varillas intramedulares (Tian et al., 2019). En la Figura 4 se pueden observar ejemplos de dispositivos de fijación de fracturas.



**Figura 4. (A) Ejemplo de dispositivo de fijación externa. (B) y (C) Ejemplos de dispositivos de fijación interna.**

Fuente: *Tian et al., 2019*

Generalmente, en los dispositivos de fijación interna se recomienda utilizar diferentes métodos dependiendo del sitio de la fractura. En la Tabla 1 se mencionan los dispositivos recomendados dependiendo el sitio de fractura (J. Li et al., 2020).

**Tabla 1. Tipo de fijador dependiendo del sitio de fractura.**

| Sitio de fractura |                     | Fijador interno   |
|-------------------|---------------------|---|
| Cabeza            | Cráneo              | Alambres, clavijas y placas   |
|                   | Craneofacial        | Alambres, tornillos y placas  |
| Tronco            | Clavícula           | Clavo y placas intramedulares   |
|                   | Escapula            | Tornillos y placas  |
|                   | Pelvis              | Tornillos, placas y fijadores externos  |
|                   | Vertebra            | Dispositivo con varillas, tornillos y placas  |
| Miembro superior  | Húmero              | Reducción abierta con placa y tornillo / Reducción cerrada con clavo intramedular                       |
|                   | Radio y cúbito      | Reducción abierta con placa y tornillo / Reducción cerrada con clavo intramedular                       |
|                   | Metacarpo y falange | Reducción cerrada con fijadores externos / Reducción abierta con clavo intramedular, tornillos y placas |
| Miembro inferior  | Fémur               | Reducción abierta con placa y tornillo / Reducción cerrada con clavo intramedular                       |
|                   | Tibia y peroné      | Reducción abierta con placa y tornillo y clavo intramedular   |
|                   | Metatarso           | Reducción abierta con placa y tornillo y clavo intramedular   |
|                   | Calcáneo            | Reducción cerrada y fijación con tornillos o alambres   |

Fuente: *J. Li et al., 2020*

Las placas y tornillos son los dispositivos de fijación interna más común ya que ofrecen ventajas respecto a otras opciones. Los tornillos pueden utilizarse solos o para estabilizar una placa.

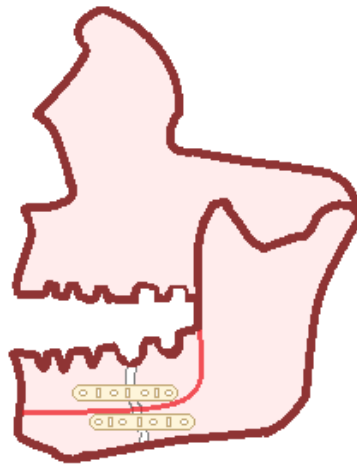
Entre los distintos tipos de placas, se pueden encontrar: De neutralización, utilizadas junto con tornillos de compresión para evitar fallos por fatiga; De compresión, que proporcionan compresión estática a lo largo del hueso y contribuye al proceso de curación; De soporte, para proteger la fractura de cargas de flexión y esfuerzos cortantes; De cableado de bandas de tensión, las cuales transforman las cargas de cizalla en tensiones de compresión y; De puente, las cuales alinean y amplifican la curación al limitar la desvascularización perióstica (Rony, Lancigu, & Hubert, 2018).

#### **2.4 Sistemas de placa tornillo para fijar fracturas**

El primer desarrollo de un procedimiento subcutáneo para fijar fracturas con placa y tornillos se presentó en 1886 por Carl Hansmann. En este diseño, tanto la placa como el tornillo sobresalieron de la herida y fueron removidos entre la cuarta y octava semana después del implante. En 1983, William A. Lane utilizó tornillos con cabeza cónica y placas con orificios cónicos en el tratamiento de fracturas para mejorar la fijación. Por su parte, A. Lambotte estableció el término de osteosíntesis e inventó distintos sistemas de fijación internos y externos fabricados con diferentes materiales. Los primeros tornillos que diseñó eran cónicos con cabezas redondas plantas y ranura simple para el destornillador, aunque después propuso modelos cilíndricos con puntas autoperforantes. Después, W. O. Sherman mejoró los diseños de Lambotte al desarrollar tornillos autorroscantes, lo que aumentó el agarre del tornillo. En 1937, C. S. Venable, W. G. Stuck y A. A. Beach utilizan tornillos con cabeza cónica y ranura cruciforme para el destornillador. En ese mismo año, G. Grandt observó que estos sistemas, al trabajar como retenedores y no permitir la aproximación de fragmentos de hueso, provocaban que la brecha de la fractura crecía y se producía necrosis. En 1949, R. Danis presentó la primera placa de compresión para osteosíntesis, la cual funcionaba al ejercer presión sobre los fragmentos de hueso mediante un tornillo de compresión que conduce la fuerza de forma perpendicular a los tornillos de tracción. En la mandíbula, el principio de osteosíntesis por compresión fue introducido por H.

G. Luhr con el uso de tornillos excéntricos de cabeza cónica para generar la compresión axial de forma sencilla. Después, en 1969 se presenta la placa de compresión dinámica en la cirugía de extremidades, las cuales fueron modificadas por B. Spiessl para su aplicación en la mandíbula. Posteriormente, H. Niederdellmann y W. G. Schilli desarrollan una placa con dos orificios cercanos a la fractura para generar presión axial y dos orificios más con un ángulo de 45 grados para ejercer compresión en la cresta alveolar a la cual se le nombra placa de compresión dinámica excéntrica. Además de los sistemas por compresión, se desarrollaron las placas de reconstrucción con las cuales se minimiza el movimiento entre la placa y los fragmentos óseos. Un sistema similar a la placa de reconstrucción se desarrolló a mediados de los años 90 con el nombre de *UniLOCK* (Placa de bloque universal) donde el mecanismo de bloqueo entre la placa y el tornillo se obtiene por medio de una rosca secundaria. Otro procedimiento para la osteosíntesis de la mandíbula se desarrolló a finales de la década de 1960 con el uso de mini placas, que originalmente eran aplicadas en cirugía de mano, colocadas en el borde inferior. En 1973, F. X. Michelet, J. Deymes y B. Dessus reportaron la aplicación de mini placas de Vitalio (aleación de cobalto, cromo, molibdeno y otros elementos) en más de 300 fracturas de mandíbula. El implante se colocó a lo largo de la trayectoria de tensión y se insertaron tornillos monocorticales para evitar lesiones en la raíz de los dientes. Varias pruebas realizadas en modelos bidimensionales ayudaron a encontrar una línea ideal para la osteosíntesis donde las mini placas solo tienen que hacer frente al esfuerzo de tensión, aunque estudios posteriores con modelos tridimensionales in vitro revelaron desviaciones en la biodinámica abriendo la línea de fractura indicando que el sitio de esfuerzo a la tensión era variable. Por ello, algunos autores recomendaron el uso de una segunda mini placa en el borde inferior de la mandíbula y en el caso de fractura del ángulo mandibular. En la Figura 5, se muestra un esquema del uso de dos mini placas para el tratamiento de fractura en la mandíbula. A inicios de la década del 2000, se introdujo un mini sistema de bloqueo basado en el sistema UniLOCK en el que se observó una estabilidad 3 veces mayor que en las mini placas convencionales. En este nuevo sistema, no se requirió presión de la placa sobre el hueso para mantener la estabilidad y se observó un buen desempeño con el uso de

un solo implante, lo que se traduce en una incisión más pequeña y un menor tiempo en la cirugía (Sauerbier et al., 2008).



**Figura 5. Esquema de la posición de dos mini placas para estabilizar fractura de mandíbula**

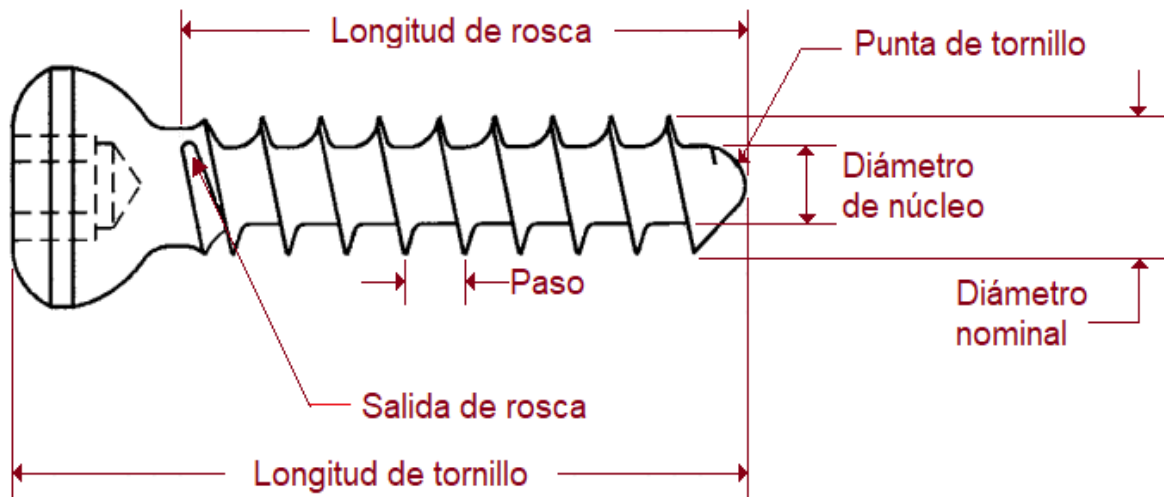
Fuente: *Elaboración propia*

### **2.5 Parámetros de diseño de tornillos para fijación interna**

En general, un tornillo se utiliza para sujetar dos o más partes (Budynas, 2019). Así, en un implante la junta atornillada son dos partes apretadas por un tornillo usado como pilar. El apriete del tornillo se logra aplicando un torque el cual lo alarga y tensiona, desarrollando así una fuerza interna en el tornillo llamada precarga. La recuperación elástica en el tornillo crea una fuerza de sujeción que mantiene unida a las partes. La precarga y la fuerza de sujeción tienen la misma magnitud. La fuerza que se opone a la de sujeción es llamada fuerza de separación de la junta. Por lo tanto, si la fuerza de separación de la junta es mayor a la de sujeción se produce el aflojamiento del tornillo al provocar el deslizamiento entre las roscas del tornillo y el orificio, resultando en la pérdida de la precarga. Sin embargo, hay que considerar que aplicar un torque grande puede dañar la rosca del tornillo. La cantidad de torque que se puede aplicar en un tornillo se limita por la resistencia máxima del material en el que es recomendable utilizar hasta el 75% del necesario para provocar la falla. El torque en el tornillo se puede aplicar de forma manual o por medio de un dispositivo mecánico. Este segundo método es el preferido ya que elimina la variable humana donde la experiencia del médico juega un papel importante (Winkler, Ring, Ring, &

Boberick, 2003). Un método de prueba para asegurar que se mantiene la uniformidad en los productos probados al momento de medir el torque necesario para insertar el tornillo, se presenta en la norma ASTM F2502 - 05 (2011).

Las partes principales de un tornillo óseo usado en medicina son la longitud de tornillo, longitud de rosca, salida de la rosca, diámetro nominal, diámetro de núcleo, el paso y la punta del tornillo. La longitud de tornillo es la longitud total medida desde la cabeza del tornillo hasta la punta, la longitud de rosca se mide desde la salida de rosca hasta la punta, la salida de rosca es la intersección de la rosca del tornillo con el vástago o la cabeza del tornillo, el diámetro nominal es el mayor medido en la porción roscada, el diámetro de núcleo es el menor medido en la porción roscada, el paso es la distancia entre las crestas de la rosca y la punta del tornillo la parte opuesta a la cabeza del tornillo en el que termina la rosca (ASTM International, 2017b). Estos términos se pueden observar en el esquema de la Figura 6.



**Figura 6. Esquema de términos del tornillo**

Fuente: *ASTM F543-07, 2002*

Algunos autores han estudiado diferentes parámetros de diseño de tornillos aplicados a la fijación de fracturas óseas. Por ejemplo, Ashjaee et al. (2015); A Gefen (2002); Amit Gefen (2002) y; Haase & Rouhi (2013) estudiaron el efecto de la longitud del tornillo, el perfil de la cuerda, el diámetro nominal, la cantidad de hilos, y aleaciones distintas de Titanio en la protección contra el esfuerzo en el hueso debido a la

resorción ósea en tornillos metálicos, a partir de un parámetro llamado transferencia de esfuerzo. Estos trabajos permiten encontrar los parámetros de mayor influencia que permiten optimizar el tornillo metálico para evitar la migración del mismo. Por otro lado, Young-Youn, Jung-Yul, & Hwang (2007) y Yu, Lin, & Chang (2012) evaluaron la interacción que tiene el espesor del hueso cortical y el diseño de mini tornillos en el torque de inserción o remoción, encontrando que a mayor espesor, mayor torque es requerido. Pena et al. (1996) utilizaron el torque de inserción, además de otros factores, para comparar la resistencia a la falla entre tornillos metálicos y absorbibles. Por su parte, Bianco, Arnoux, Wagnac, Mac-Thiong, & Aubin (2017) y Gruszka, Herr, Hely, Hofmann, & Klitscher (2016) analizaron la estabilidad del anclaje del tornillo en la fijación de fracturas con diferentes diseños de tornillos. En estos trabajos, Bianco et al. (2017) encontraron que el diámetro nominal tiene una relación importante para permitir al tornillo mantenerse en su posición, mientras que Gruszka et al. (2016) no encontraron diferencias importantes entre los diferentes diseños analizados.

Los trabajos revisados muestran que los parámetros geométricos del tornillo, el material de fabricación y las propiedades del hueso, las cuales varían dependiendo la zona del cuerpo, juegan un papel importante en el correcto funcionamiento de tornillos para fijación de fracturas.

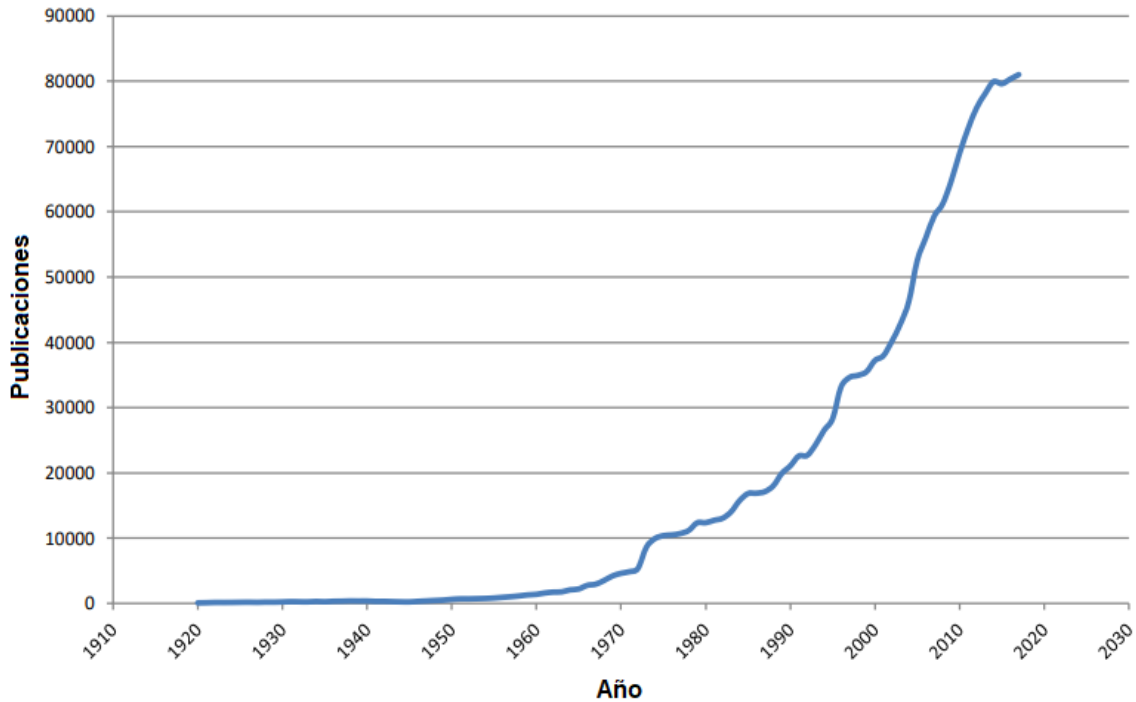
## **2.5 Diseño de experimentos**

El diseño de experimentos (DOE) es una herramienta estadística que se puede utilizar en distintos tipos de sistemas, diseño de productos y procesos, desarrollo y optimización y fue desarrollada por Ronald A. Fisher, mientras realizaba una investigación en agricultura para aumentar el rendimiento de los cultivos en Reino Unido. La principal razón de pensar en una alternativa al método tradicional, en el que se prueba una variable o factor a la vez, era el tiempo en el que se obtenían los datos ya que se debía plantar un cultivo en primavera para tener resultados en otoño. El DOE es una herramienta multipropósito que sirve para identificar variables de entrada importantes y como se relacionan con la variable de respuesta. Los tipos de diseño más utilizados son de comparación, cribado variable, identificación de función de transferencia, optimización de sistemas y diseño robusto. Una de las partes más

difíciles del DOE es la planeación del experimento ya que es necesario definir los factores apropiados, el rango que deben tener, la cantidad de replicas que se deben usar, entre otros. En este sentido, a un DOE donde se hacen variar en conjunto a los factores se le llama diseño factorial. Estos experimentos factoriales se pueden diseñar con uno, dos, tres o más factores. Cuando se utiliza solo un factor, se les llama experimentos comparativos simples. Al utilizar dos factores es común definir diseños con dos niveles para estudiar el efecto de los factores en la variable de respuesta. Cuando se utilizan múltiples factores se incrementa la complejidad del experimento debido a que las posibles combinaciones es elevada, provocando que en algunas aplicaciones sea poco práctico llevar a cabo todos los experimentos por lo que, en estos casos, puede resultar conveniente considerar un diseño factorial fraccionado, si es que las condiciones lo permiten.

El diseño factorial completo es más conveniente cuando los recursos para los experimentos están disponibles y la cantidad de factores es pequeño. Una característica importante de los experimentos factoriales es que hacen un uso eficiente de los datos experimentales. Aunque el DOE no es nuevo, su aplicación en la mejora de producto, procesos y servicios se ha extendido rápidamente, particularmente después de la década de los 90's en la que aparecen los primeros programas de cómputo que facilitan la aplicación de la herramienta, aunque a partir de la década de 1960 se aprecia un incremento significativo en proyectos de investigación, tal como se observa en la Figura 7. Las áreas donde es más utilizado el DE es la medicina, seguida por ingeniería, bioquímica-genética y física-astronomía, donde se puede encontrar aproximadamente el 45% de las publicaciones (Durakovic, 2017; Montgomery, 2005).

Un ejemplo de la aplicación del DOE para el estudio de tornillos de fijación interna es el trabajo de Mehta et al. (2012), donde utilizó un diseño factorial para comparar las características biomecánicas entre tornillos comerciales estándar y un nuevo diseño con espesor de cresta diferencial y doble paso para la inserción en huesos osteoporóticos.



**Figura 7. Cantidad de publicaciones con aplicación del DOE**

Fuente: *Durakovic, 2017*

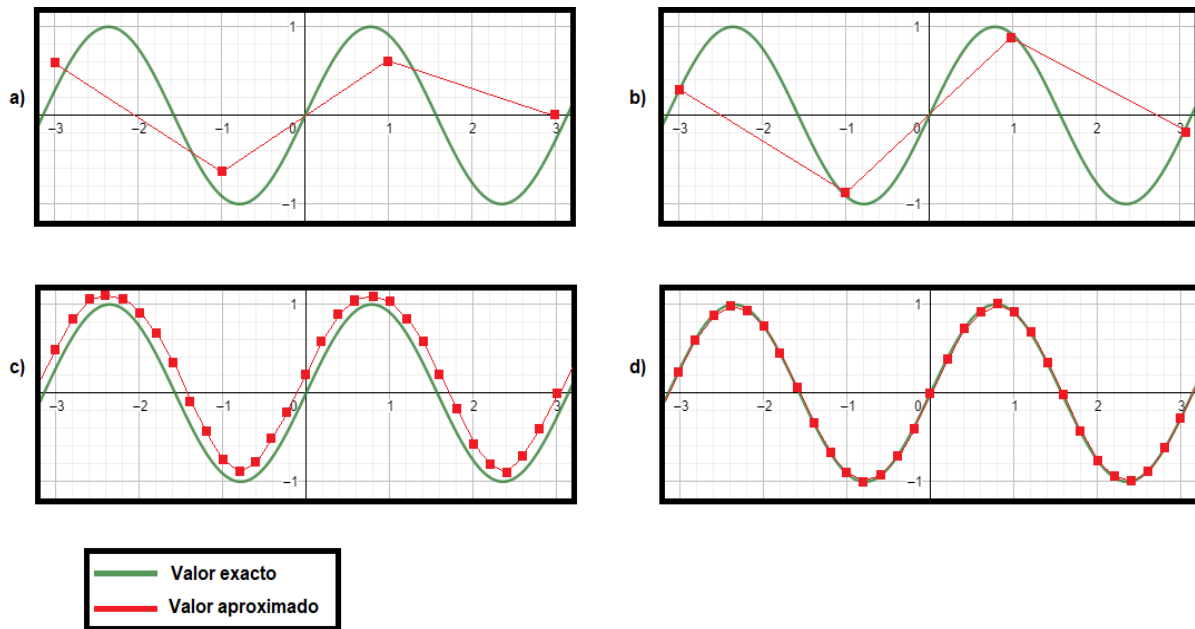
## 2.6 Método del elemento finito

Generalmente, en las disciplinas de ciencias e ingeniería el objetivo principal es conocer la respuesta de un sistema físico cuando está sujeto a los efectos del ambiente al que está expuesto. Cualquier proceso físico puede ser descrito matemáticamente al formular expresiones que nos permitan determinar como éste se lleva a cabo en el espacio y tiempo. Una de las propiedades principales de las descripciones matemáticas de los sistemas son las variables de estado, las cuales definen al fenómeno de interés a través de la determinación de la variación espacial y su evolución temporal. Al conjunto de ecuaciones matemáticas que permiten determinar las variables de estado y, por lo tanto, la investigación analítica de cualquier proceso físico, se le llama modelo matemático del proceso y suelen corresponder a una ecuación diferencial. En problemas que involucran ecuaciones diferenciales, lo que se busca es encontrar una función que satisfaga una ecuación dada que involucra sus derivadas y que suele ser la declaración del principio de conservación de una cantidad física fundamental como, por ejemplo, masa, momento

lineal, fuerzas o energía. Dado que en muchos casos es conveniente las simulaciones computacionales de ciertos procesos físicos descritos por ecuaciones diferenciales, es necesario establecer métodos de solución aproximadas para dichas ecuaciones. El método de diferencias finitas (FDM, por sus siglas en inglés) es uno de los más usados en estos casos, el cual es un método numérico basado en la discretización matemática de ecuaciones diferenciales que traduce las ecuaciones en diferencias finitas a algebraicas. (Dolianin, Nikoli, & Dolianin, 2010; Koutromanos, 2018).

En el FDM, la ecuación diferencial discretizada involucra los valores de la función en ubicaciones específicas. Estas ubicaciones son llamadas puntos de malla o nodos, el conjunto de todos los nodos comprende la malla de diferencias finitas para el dominio de interés. Si tenemos una ecuación diferencial podemos establecer una aproximación de diferencia central de la derivada de la función y crear una aproximación de diferencias finitas para el dominio de valores de la variable. El dominio de diferencias finitas consistirá de múltiples nodos donde, en cada ubicación, podemos utilizar dos puntos adyacentes para desarrollar una expresión aproximada de la ecuación diferencial. Al final, se puede crear un sistema de ecuaciones combinando todas las expresiones de cada nodo en la malla, la cual se aproximará cada vez más a la solución exacta mientras más pequeño sea el espacio entre nodos. Cuando se utilizan representaciones computacionales de un proceso físico, en realidad se trabaja con versiones modificadas ya que las simulaciones nos proveen de valores aproximados para las cantidades de interés. La precisión que se obtenga de los modelos modificados depende de que tan cerca están de coincidir con la expresión matemática original, por lo que siempre se espera que exista un error asociado. En estos casos, el error se define como la diferencia entre el valor exacto y el aproximado que obtenemos de la representación computacional y provee una forma cuantitativa de medir que tanto se ajusta el modelo modificado al real. Para caracterizar las simulaciones computacionales, se define un parámetro de aproximación, el cual nos indica que tan tosco o refinado se espera que sea nuestro modelo. En la Figura 8 se muestran un ejemplo de distintos valores para el error y el parámetro de aproximación en una función, donde se observa que entre más refinado

el parámetro de aproximación y menor error, el modelo tiende a volverse idéntico al valor exacto, propiedad llamada convergencia (Koutromanos, 2018).



**Figura 8. Distintos valores de error y parámetro de aproximación de una función para lograr convergencia.**

Fuente: *Elaboración propia*

De forma similar, el análisis por medio del Método del Elemento Finito (MEF) implica la discretización de un modelo físico. Este método se basa en el principio de las diferencias finitas al aplicar la idea de construir objetos complicados a partir de dividirlo en pequeñas piezas más manejables. Es ampliamente utilizado en problemas de ingeniería en estructuras complejas donde la solución por medio de una fórmula exacta es difícil o no está disponible. Este método descompone la estructura original en una cantidad finita de pequeñas piezas las cuales, en lo individual, son lo suficientemente simples para ser descritas por medio de una ecuación. Esas pequeñas piezas se llaman elementos y cada elemento está conectado a otros por medio de nodos localizados en sus vértices, los cuales forman una malla. Entre más pequeñas sean las piezas en las que se divide una estructura, más se acerca a la realidad la aproximación propuesta. Con esto, la respuesta de toda la estructura se calcula al sumar la respuesta de cada pequeña pieza que la compone. Este proceso genera un conjunto de ecuaciones algebraicas simultáneas por lo que implementar el

uso de la computación resulta necesario. En un análisis de esfuerzos, por ejemplo, las ecuaciones que se obtienen son las de equilibrio en los puntos de conexión. Es importante distinguir que, para crear la malla, se suelen utilizar modelos CAD como referencia, sin embargo, éstos no son parte del modelo de elementos finitos. El método de elementos finitos trabaja solo con nodos y elementos (Choudary, 2009; Dolianin et al., 2010).

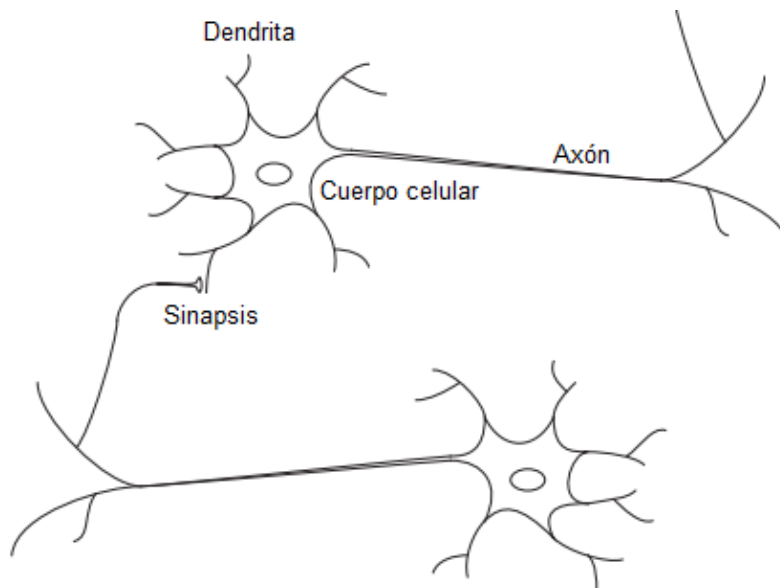
Diversos estudios han utilizado el análisis por MEF para evaluar el diseño de tornillos con aplicaciones médicas. En su trabajo, Jun et al. (2011) proponen una nueva forma para el hueco de inserción en tornillos con aplicaciones médicas y lo compararon con geometrías comunes para tornillos comerciales mediante el AEF, con la finalidad de conocer cual minimiza el deslizamiento entre la herramienta y el implante. En Ghorashi, Keshavarzi, Damercheli, & Parhiz (2019) utilizan una tomografía computarizada de la mandíbula para modelar una osteotomía sagital dividida bilateral con el propósito de comparar los tres métodos de fijación más comunes en este tipo de cirugía por medio del AEF para obtener el mínimo desplazamiento del maxilar inferior, así como los valores de tensión y deformación más adecuados. Una evaluación de la distribución de esfuerzos en diferentes tornillos absorbibles y el hueso en la cirugía de retroceso mandibular con osteotomía sagital bilateral de rama dividida fue realizada por Choi, Baek, & Choi (2010), encontrando que, en todos los casos, la concentración máxima se ubica en la fijación anterior del tornillo en el área retromolar. Por otro lado, Memari, Fattahi, Fattahi, Eskandarion, & Rakhshan (2020) evaluaron la distribución de esfuerzos alrededor de implantes de 6 y 10 milímetros de largo mediante AEF, encontrando que en ambos la distribución es comparable al no encontrar cambios importantes.

Además de los trabajos anteriores, otros autores han combinado el uso del AEF con el DOE para la optimización de tornillos en sistemas de fijación interna. Por ejemplo, en Kim, Kim, Hong, & Oh (2011) estudiaron la influencia de los factores de diseño en implantes de placa ósea xenogénica y tornillos mediante la construcción de modelos de elementos finitos y un arreglo ortogonal obteniendo valores optimizados para los

factores mediante el método Taguchi, brindando información sobre los tamaños mínimos tanto para la placa como para el tornillo.

## 2.7 Red neuronal artificial (RNA)

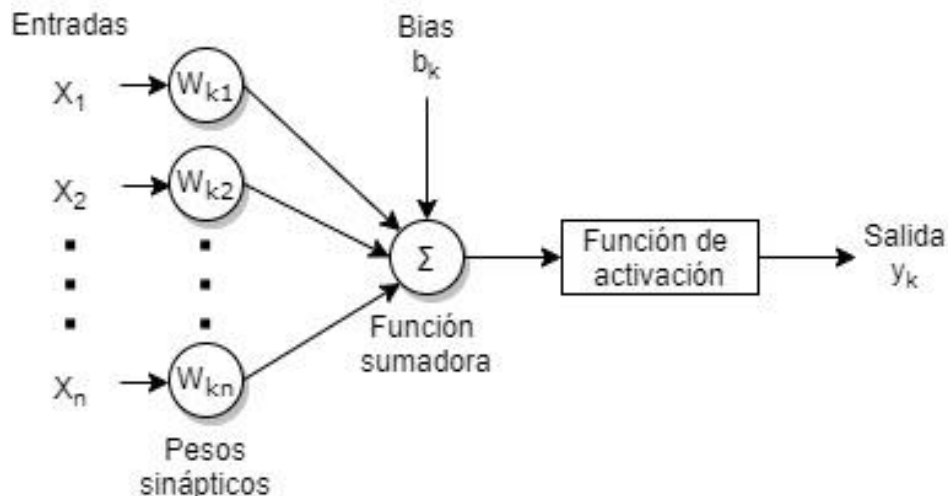
De forma general se entiende que las neuronas, y la conexión entre ellas, almacenan todas las funciones neuronales biológicas y el aprendizaje se da al establecer nuevas conexiones o al modificar las existentes. En estas neuronas se pueden distinguir tres componentes importantes: Dendritas, cuerpo celular y axón. Las dendritas son fibras nerviosas en forma de árbol que actúan como receptores al transportar señales eléctricas al cuerpo celular. Por su parte, el cuerpo celular trabaja como un procesador al sumar y establecer umbrales para las señales de entrada de manera efectiva. El axón es una fibra larga que transporta la señal de salida desde el cuerpo celular hacia otras neuronas. El punto de enlace entre el axón de una célula y la dendrita de otra se le llama sinapsis. Por su parte, las RNA son abstracciones simples de neuronas biológicas (Ghritlahre & Prasad, 2018; Hagan, Demuth, Beale, & De Jesus, 2014). El esquema de una neurona biológica se puede observar en la Figura 9.



**Figura 9. Esquema de una neurona biológica.**  
Fuente: *Hagan, Demuth, Beale, & De Jesus, 2014*

El enfoque moderno de las RNA comenzó en la década de 1940 cuando se demostró que podían utilizarse para calcular funciones aritméticas o lógicas de cualquier tipo, pero fue hasta finales de la década de 1950 que se documentó la primera aplicación práctica con la invención de la red perceptrón y los algoritmos de aprendizaje. Sin embargo, debido a que estas redes solo podían resolver una variedad muy restringida de problemas y a las limitaciones tecnológicas asociadas a las bajas capacidades de las computadoras para poder experimentar, las investigaciones sobre RNA fueron muy pocas durante las décadas de 1960 y 1970. Durante la década de 1980 se observa un resurgimiento en el interés por investigar RNA con la aparición de computadoras personales de mayores capacidades, el uso de la mecánica estadística y el desarrollo del algoritmo de retropropagación para el entrenamiento de redes neuronales perceptrón multicapa (Hagan et al., 2014). Lo anterior queda evidenciado en el trabajo de Montañó, 2002 donde se analiza la evolución de la productividad en el campo de las RNA encontrando un notorio incremento en la cantidad de publicaciones desde el año 1985. Además, clasificó el área de aplicación de la RNA, siendo medicina, ingeniería y biología las más recurrentes.

Como se puede observar en la **Figura 10**, el modelo no lineal de una neurona artificial requiere una función de activación o transferencia para obtener la salida.



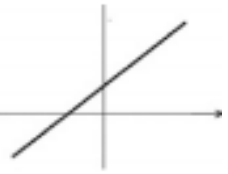
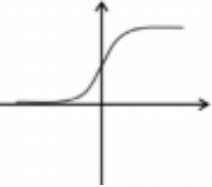
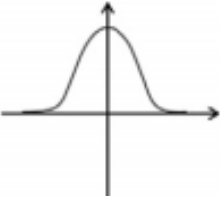
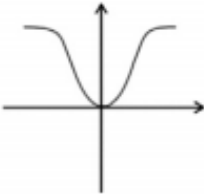
**Figura 10. Modelo no lineal de una neurona artificial**

Fuente: *Adaptado de Elsheikh et al., 2019*

En una RNA puede haber distintas capas entre la de entrada y de salida llamadas capas ocultas. Cuando diversas neuronas se conectan a otra capa en la red, la función de activación se transfiere a una función sumadora en la capa oculta o de salida.

En la **Tabla 2** se listan algunos tipos de funciones de activación con la fórmula y gráfica correspondientes, así como una breve descripción.

**Tabla 2. Ejemplos de funciones de activación**

| Tipo                     | Fórmula  | Gráfica   |
|--------------------------|--|---|
| Lineal                   | $\varphi(v_k) = cv_k$ <p><i>La función de activación más simple en la que la salida es proporcional a la entrada. Aquí "c" representa la pendiente de la salida de la función.</i></p> |    |
| Sigmoidea                | $\varphi(v_k) = \frac{1}{1 + e^{-v_k}}$ <p><i>Familia de funciones en forma de "S".</i></p>  |  |
| Gaussiana                | $\varphi(v_k) = e^{-v_k^2}$ <p><i>Es una curva continua en forma de campana con pico en <math>v_k=0</math> y disminuye en las colas.</i></p>   |  |
| Complemento de Gaussiana | $\varphi(v_k) = 1 - e^{-v_k^2}$ <p><i>Es la versión inversa de la función Gaussiana.</i></p>   |  |

Fuente: *Elsheikh et al., 2019*

Desde la década de 1980, donde empieza el resurgimiento por el interés en las RNA, éstas han sido aplicadas en diversos campos del conocimiento tales como el aeroespacial, automotriz, bancario, militar, electrónica, entretenimiento financiero, seguros, manufactura, energético, robótica, del habla, seguridad, telecomunicaciones, transporte y médico. Específicamente en el campo médico se pueden encontrar trabajos sobre análisis de células de cáncer de mama, análisis electrocardiogramas y electroencefalogramas, optimización de tiempos de trasplante, reducción de gastos y mejora de la calidad en hospitales, pruebas en salas de emergencia y diseño de prótesis.

En el diseño de prótesis, algunas aplicaciones recientes incluyen la optimización de prótesis deportivas tipo hoja, fabricadas con fibra de carbón y núcleo de ABS elaborado mediante fabricación aditiva, en el que se identificaron los parámetros críticos de diseño con el objetivo de incrementar su desplazamiento y evitar fallas; Un modelo teórico para controlar una prótesis transtibial activa mediante RNA que prediga la intención del movimiento del usuario monitoreando las señales de electromiografía posición en tiempo real del tobillo; El uso de redes neuronales, método de elementos finitos y la optimización con algoritmos genéticos para el diseño óptimo de implantes dentales de titanio a pacientes específicos (Hagan et al., 2014; Klein & Voglewede, 2018; Roy, Dey, Khutia, Roy Chowdhury, & Datta, 2018; Solis, Ramírez, Salazar, Ochoa, & Roa, 2021).

Actualmente existen distintos modelos de RNA que se pueden clasificar de acuerdo a distintas características, sin embargo, las principales son el modo de aprendizaje y la arquitectura de la red (Hernandez et al., 2014). En la Tabla 3 se clasifican las RNA atendiendo a dichas características.

### **2.7.1 Algoritmos de Optimización**

Cuando una RNA ha aprendido el comportamiento de un sistema y se necesita conocer los valores más apropiados en las entradas para la obtención de la mejor solución posible, la cual cumpla con los criterios y limitaciones impuestas, se utilizan algoritmos de optimización.

**Tabla 3 Clasificación de las RNA por tipo de aprendizaje y arquitectura**

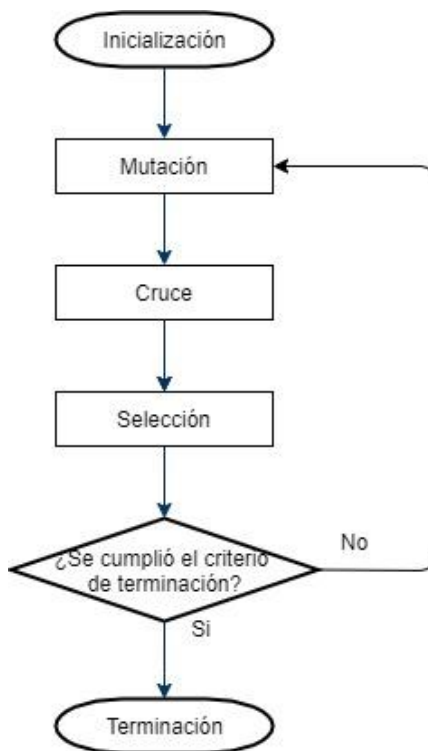
| Modelos de RNA | Supervisados    | Retroalimentación  | <i>Brain state in a box</i><br>Retropropagación a través de tiempo<br>Mapa Cognitivo Difuso           |
|----------------|-----------------|--------------------|---|
|                |                 |                    | <i>Feedforward</i>  |
|                | No supervisados | Retroalimentación  | Teoría de resonancia adaptativa<br>Hopfield<br>Memoria bidireccional adaptativa                       |
|                |                 | <i>Feedforward</i> | Memoria lineal asociativa<br>Mapa auto-organizado<br>Neocognitrón<br>Análisis de componente principal |
|                | Reforzado       |                    | Premio-castigo asociativo   |
|                | Híbrido         |                    | Contrapropagación   |

Fuente: *Adaptado de Hernandez et al., 2014*

Actualmente existen diversos algoritmos de optimización que pueden ser clasificados como clásicos o determinísticos, evolutivos e híbridos. Los algoritmos clásicos requieren de una serie de reglas usando información gradiente, curvatura o una aproximación de estas, para realizar cambios que resulten en un valor mínimo o máximo de la función. Estos algoritmos suelen resolver una clase particular de problema como programación lineal, programación cuadrática, no convexa, entre otros. Por otro lado, cuando la naturaleza no está plenamente identificada es difícil seleccionar el algoritmo adecuado por lo que, estos casos, se requieren de modelos genéricos que puedan resolver una gran variedad de problemas. Los algoritmos evolutivos son métodos estocásticos que se adaptan en estos casos ya que no requieren información de gradiente. Estos algoritmos imitan los principios de la evolución como, por ejemplo, la selección natural o la supervivencia del más apto. Por último, los algoritmos híbridos surgen por la necesidad de obtener soluciones robustas y precisas con el menor costo computacional (Bilal, Pant, Zaheer, Garcia-Hernandez, & Abraham, 2020; Tutum, 2010).

## 2.7.2 Evolución Diferencial (ED)

Uno de los algoritmos evolutivos más sobresaliente es el de evolución diferencial (ED) debido a su desempeño, lo cual se constata por la alta cantidad de citas en diversos trabajos de investigación. Desde su introducción, este algoritmo se ha aplicado en distintas áreas como ingeniería de recursos hídricos para determinar patrones optimizados de cultivo y la planificación eficiente del riego (Tayfur, 2017). Además, otras aplicaciones incluyen el procesamiento de imagen, ingeniería química, ingeniería de potencia, investigación de operaciones, ingeniería electrónica, ingeniería industrial e ingeniería mecánica, entre otras. El uso de la ED se ha popularizado para resolver problemas complejos debido a que su implementación es simple y directa (Ahmad, Isa, Lim, & Ang, 2021; Bilal et al., 2020). Un diagrama de flujo con el proceso de la ED se puede observar en la Figura 11.



**Figura 11. Diagrama de flujo del algoritmo ED**

Fuente: *Bilal et al., 2020*

El algoritmo se puede dividir en dos fases: Inicialización y evolución. En la primera, la población es generada aleatoriamente y posteriormente, en la segunda fase,

atraviesa por procesos de mutación, cruzamiento y selección que se detienen al cumplir un criterio de terminación establecido (Bilal et al., 2020). Para generar la población inicial, primero se definen valores mínimos y máximos de las variables y, después, se resuelve la Ecuación 2.1.

$$\vec{x}_t^g = Q_{t,i}^g(0.1) \cdot (V_{Ui} - V_{Li}) + V_{Ui} \quad 2.1$$

Donde  $\vec{x}_t$  es el vector objetivo de tamaño  $T$  de la población en la generación actual  $g$ , de un total de  $G$  generaciones,  $Q$  es un número aleatorio entre 0 y 1 para la  $i$ -ésima variable  $n$  de la generación,  $V_{Ui}$  es el valor máximo de la  $i$ -ésima variable y  $V_{Li}$  el mínimo. Con la población creada, se realiza una operación de mutación para generar un nuevo vector, llamado donador, mediante la Ecuación 2.2.

$$y_{t,i}^g = a_{t,i}^g + F \cdot (b_{t,i}^g - c_{t,i}^g) \quad 2.2$$

Donde  $F$ , es un factor de mutación con valor mayor a 0.1 y menor a 1, aunque los valores recomendables son entre 0.5 y 1. El proceso se repite para cada variable del vector. Después, en el proceso de cruzamiento, se mezclan los elementos del vector donador y el vector objetivo para generar un vector nuevo  $z_{t,i}^g$ , llamado de prueba y definido en la Ecuación 2.3

$$z_{t,i}^g = \begin{cases} y_{t,i}^g & \text{si } r_{t,i}^g \leq C_r \\ x_{t,i}^g & \text{si } r_{t,i}^g > C_r \end{cases} \quad i = 1 \dots n \quad 2.3$$

Donde  $r_{t,i}^g$  es una variable aleatoria entre 0 y 1, y  $C_r$  es la probabilidad de cruce o recombinación. El cruce se realiza en todas las variables y, de acuerdo a la Ecuación 2.3, si la variable  $r_{t,i}^g$  es menor o igual a la probabilidad de cruce, entonces  $z_{t,i}^g$  toma el valor de la variable del vector donador y, en caso de ser mayor, toma el valor de la variable del vector objetivo. En el último proceso, el de selección, los vectores  $z_{t,i}^g$  y  $x_{t,i}^g$  son comparados para sustituir el vector objetivo por el vector de prueba, si éste último presente una mejor aptitud. En caso contrario, el vector objetivo pasa sin cambios a la siguiente generación. El ciclo se repite hasta cumplir el criterio de terminación previamente establecidos (Al-Dabbagh, Neri, Idris, & Baba, 2018; Storn & Price, 1996)

### **2.7.2 Evaluación del desempeño de la RNA**

Una RNA debe ser capaz de generalizar a partir de ejemplos para poder dar una respuesta correcta ante un conjunto de prueba distinto al utilizada en el entrenamiento. Por lo tanto, una etapa importante en la construcción de la RNA es la validación de los resultados obtenidos para evaluar se capacidad de generalizar. Se pueden utilizar distintos criterios para evaluar las RNA's, entre los que destacan el coeficiente de determinación múltiple ( $R^2$ ), el error cuadrático medio, el criterio de Hannan-Quinn, el criterio de Shwartz, error aparente o de restitución, la prueba pendiente-intercepción, y el coeficiente de covarianza, por mencionar los más importantes (Elsheikh et al., 2019; Ghritlahre & Prasad, 2018; López & Fernandez, 2008; Pimenov, Bustillo, & Mikolajczyk, 2018; Rahman & Bala, 2010; Solis et al., 2021).

# **MATERIALES Y**

# **MÉTODOS**

# III. Materiales y métodos

Este capítulo se divide en 3 secciones donde, en la primera, se mencionan algunas características de la investigación. En la segunda sección, se describen brevemente los recursos utilizados en la investigación y, finalmente, en la tercera se explica el método aplicado.

## 3.1 Características de la investigación

En este trabajo se lleva a cabo una investigación cuantitativa ya que se lleva a cabo una recolección de datos numéricos analizados con ayuda de la estadística y siguiendo un proceso deductivo secuencial replicable. Además, la investigación es del tipo experimenta con un diseño factorial ya que, en un inicio, se manipula de forma intencional más de dos variables independientes (cinco factores geométricos y la precarga en el tornillo) para que una red neuronal lleve a cabo un proceso de aprendizaje de sus efectos en la variable dependiente (DMVM) (Hernández Sampieri, Fernández Collado, & Baptista Lucio, 2014).

## 3.2 Materiales

Los métodos experimentales y de simulación por computadora son dos formas en las que se pueden obtener los valores de salidas deseados con los cuales construir una base de datos, ordenada de acuerdo a un arreglo de un diseño factorial completo, que permitan el aprendizaje en un modelo de RNA. Una vez que se ha logrado esto con suficiente precisión, en este trabajo se propone invertir la RNA para determinar un valor de entrada óptimo que se desea encontrar, mediante un algoritmo de optimización adecuado. Si bien los métodos experimentales producen resultados confiables, éstos requieren de un consumo de recursos importantes para realizar experimentos de forma repetida, por lo que el uso de métodos de simulación numérica es la alternativa seleccionada para registrar los valores de la Deformación Máxima de Von Mises (DMVM) propuesta como referencia para el estudio. Estos métodos suelen preferirse ya que producen resultados confiables de forma rápida con un menor consumo de tiempo, dinero y esfuerzo (Kim et al., 2011).

### **3.2.1 Software para modelado sólido**

Los modelos sólidos desarrollados en este trabajo se realizaron con SolidWorks®, el cual es un software CAD actualmente desarrollado por la compañía SolidWorks Corp., subsidiaria de la empresa Dassault Systèmes. El programa facilita todas las etapas del diseño mecánico con su interfaz dividida en pieza, ensamblaje y dibujo, donde el usuario tiene todas las herramientas para pasar desde concebir la idea hasta la impresión de planos técnicos. Adicionalmente cuenta con herramientas de productividad, gestión de proyectos, presentación, análisis y simulación.

El proceso de modelado con SolidWorks, generalmente inicia con un croquis al que se le aplica una operación de base y, posteriormente, otras operaciones al modelo. Después, es posible agregar varios modelos en un documento de ensamblaje. Por otro lado, los planos se pueden crear a partir de piezas, ensamblajes o dibujando las vistas directamente en un documento de dibujo. El programa crea una relación asociativa entre los documentos de pieza, ensamblaje y/o de dibujo con lo que asegura la actualización automática de los cambios entre el documento actualizado y los demás involucrados. En SolidWorks, para definir una geometría, se almacenan todas las cotas y relaciones en el archivo del modelo y no solo la figura 3D, por lo que se tienen todos los datos y pasos para su creación, permitiendo realizar cambios de forma sencilla y rápida, aunque se esté en una etapa avanzada del proceso de diseño. Debido a que las cotas y relaciones geométricas se utilizan como parámetros clave, se dice que diseño realizado es paramétrico, facilitando que se respete la intención de diseño al modificar los modelos (Rodríguez Vidal & López Maroño, 2015).

### **3.2.2 Software para Análisis por Elementos Finitos**

Para los AEF se utilizó el Software Ansys® V18.1, el cual es una plataforma de simulación en la que se pueden modelar y resolver una amplia gama de problemas de ingeniería. Este programa cuenta con diferentes módulos de diseño y análisis en un entorno integrado. La interfaz se divide principalmente en una sección llamada *Toolbox* y otra llamada *Project schematic*.

*Toolbox* contiene 4 sistemas: *Analysis Systems*, el cual contiene plantillas para la construcción del proyecto; *Component systems*, con aplicaciones que se pueden utilizar para construir o expandir el sistema de análisis; *Custom systems* en el que se acoplan sistemas tales como esfuerzo térmico, interacción sólido-fluido, entre otros y; *Design exploration* en el que se pueden realizar estudios de optimización paramétricos.

Por otro lado, *Project schematic* es una representación del flujo de trabajo de manera gráfica en el que se agregan plantillas de análisis predefinidas u otros componentes desde *Toolbox*. Se pueden crear proyectos con un sistema independiente o con sistemas que comparten información como, por ejemplo, la geometría, datos del material u otros (Chen & Liu, 2015).

### **3.2.3 Arreglos del Diseño Factorial Completo**

Para facilitar el aprendizaje de la RNA, este trabajo propone el uso de los arreglos de factores y niveles utilizados en los diseños factoriales de DOE. El arreglo factorial es el conjunto de puntos experimentales que se pueden formar cuando se consideran todas las combinaciones posibles que resulten de los niveles de cada factor. Si bien, los diseños factoriales completos son más recomendados cuando se tiene pocas cantidades de factores, aquí se consideran ya que se necesita una cantidad de datos considerable para que la RNA se ajuste y calcule el valor de salida con suficiente precisión.

En un diseño factorial general  $2^k$ , el número 2 representa la cantidad de niveles mientras que  $K$  representa el número de factores. Los niveles pueden ser cuantitativos o cualitativos y, en el caso de una sola réplica, se requieren un total de  $2 \times 2 \dots \times 2 = 2^K$  observaciones, por las cuales recibe su nombre. Así se tiene que, para un diseño factorial completo de 5 factores con 2 niveles cada uno, se requieren 32 combinaciones.

Generalmente bastan dos niveles de prueba para cada factor, sin embargo, cuando son numéricos, es importante elegir con cuidado la separación entre éstos ya que si están muy juntos no sirven para detectar el efecto de ese factor y, por el contrario, si

son muy amplios pueden causar problemas (Durakovic, 2017; Gutiérrez Pulido & De la Vara Salazar, 2012; Montgomery, 2005). La matriz del arreglo factorial  $2^5$  se observa en la Tabla 4.

**Tabla 4. Matriz de combinaciones para un arreglo factorial  $2^5$**

| <b>Tratamiento</b> | <b>A</b> | <b>B</b> | <b>C</b> | <b>D</b> | <b>E</b> |
|--------------------|----------|----------|----------|----------|----------|
| 1                  | -        | -        | -        | -        | -        |
| 2                  | +        | -        | -        | -        | -        |
| 3                  | -        | +        | -        | -        | -        |
| 4                  | +        | +        | -        | -        | -        |
| 5                  | -        | -        | +        | -        | -        |
| 6                  | +        | -        | +        | -        | -        |
| 7                  | -        | +        | +        | -        | -        |
| 8                  | +        | +        | +        | -        | -        |
| 9                  | -        | -        | -        | +        | -        |
| 10                 | +        | -        | -        | +        | -        |
| 11                 | -        | +        | -        | +        | -        |
| 12                 | +        | +        | -        | +        | -        |
| 13                 | -        | -        | +        | +        | -        |
| 14                 | +        | -        | +        | +        | -        |
| 15                 | -        | +        | +        | +        | -        |
| 16                 | +        | +        | +        | +        | -        |
| 17                 | -        | -        | -        | -        | +        |
| 18                 | +        | -        | -        | -        | +        |
| 19                 | -        | +        | -        | -        | +        |
| 20                 | +        | +        | -        | -        | +        |
| 21                 | -        | -        | +        | -        | +        |
| 22                 | +        | -        | +        | -        | +        |
| 23                 | -        | +        | +        | -        | +        |
| 24                 | +        | +        | +        | -        | +        |
| 25                 | -        | -        | -        | +        | +        |
| 26                 | +        | -        | -        | +        | +        |
| 27                 | -        | +        | -        | +        | +        |
| 28                 | +        | +        | -        | +        | +        |
| 29                 | -        | -        | +        | +        | +        |
| 30                 | +        | -        | +        | +        | +        |
| 31                 | -        | +        | +        | +        | +        |
| 32                 | +        | +        | +        | +        | +        |

Fuente: *Gutiérrez Pulido & De la Vara Salazar, 2012*

### 3.2.4 Herramienta ANN en Matlab

MATLAB es una herramienta de computación comercial para programación y cálculos matemáticos, con muchas aplicaciones en diversas áreas de la ciencia e ingeniería. Su nombre es una abreviatura de las palabras en inglés *Matrix Laboratory* (laboratorio matricial). Este programa es especialmente destacado en cálculos numéricos relacionados con matrices y gráficas (Moore, 2007).

MATLAB incluye una herramienta para entrenar redes neuronales para resolver distintos tipos de problemas, llamado *Neural Network Toolbox* (NNT). Existen cuatro formas de utilizar esta herramienta. La primera, a través de interfaces gráficas de usuario (GUI's, por sus siglas en inglés) que proveen formas fáciles y rápidas para resolver problemas de ajuste de funciones, reconocimiento de patrones, agrupación de datos y análisis de series de tiempo. La segunda forma de utilizar la herramienta es con operaciones básicas en líneas de comando la cual ofrece más flexibilidad, pero agrega cierta complejidad. La tercera forma es mediante la personalización, la cual permite crear tus propias redes neuronales y, al mismo tiempo, acceder a la funcionalidad completa de la herramienta. La cuarta forma es mediante la capacidad de modificar las funciones contenidas en la herramienta, las cuales están escritas en código de MATLAB y son completamente accesibles. Omitiendo la recolección de datos, lo cual se realiza fuera de MATLAB, el flujo de trabajo para resolver problemas mediante la interfaz gráfica de usuario se puede generalizar en seis pasos, tal como se muestra en la Figura 12 (Beale, Hagan, & Demuth, 2010). En este trabajo se utilizó la programación en líneas de comande siguiendo, de forma general, estas 6 etapas.



**Figura 12. Flujo de trabajo con la GUI de la NNT en MATLAB**

Fuente: *Elaboración propia. Adaptado de (Beale et al., 2010)*

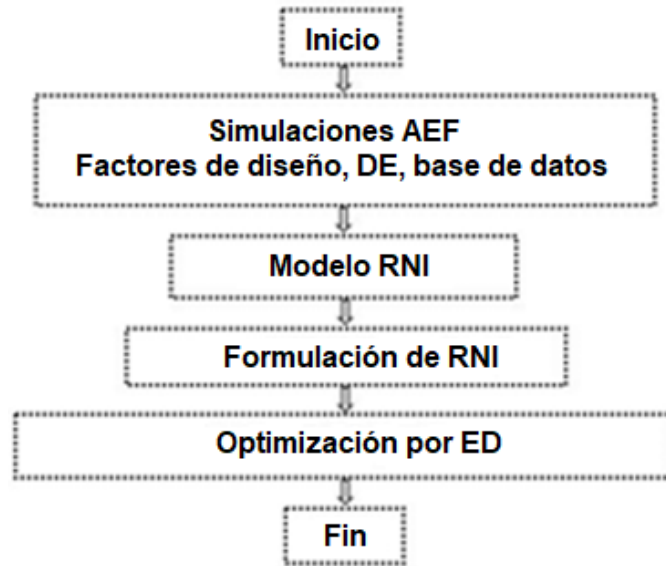
### **3.3.5 Ácido Poliláctico (PLA)**

El PLA es un poliéster alifático termoplástico ampliamente utilizado en aplicaciones biomédicas debido a propiedades tales como biocompatibilidad, alta rigidez y termoplasticidad, el cual es producido a partir de fuentes agrícolas como el maíz y la caña de azúcar. Además, su uso en la manufactura aditiva ha visto un incremento gracias al desarrollo de nuevas rutas de procesamiento. Algunos productos de PLA que pueden obtenerse con manufactura aditiva incluye a los andamios de ingeniería de tejidos, clavijas, tornillos y placas de fijación para huesos (Baran & Yildirim Erbil, 2019; Elsayy, Kim, Park, & Deep, 2017; Tappa et al., 2019). En este trabajo se utilizó un filamento de PLA marca Steren con 1.75 mm de diámetro para imprimir una probeta con las dimensiones requeridos por la norma ASTM E 8M-04 con el fin de tener una referencia sobre los valores utilizados en los cálculos de la DMVM. La impresión se realizó a una temperatura de 210 °C en la boquilla y 45 °C en la plataforma.

### **3.3 Método**

En este trabajo se propone una metodología para encontrar el valor óptimo de precarga en sistemas placa-tornillo fabricados con polímeros absorbibles cuando se establece una Deformación Máxima de Von Mises (DMVM). Los niveles de los factores de diseño se disponen de acuerdo al arreglo de un diseño factorial completo para asegurar que todos se combinan, lo que permite tener de una forma sistemática de generar las variables de entrada que, en conjunto con los resultados del AEF asignados como salida, se usan para crear una base de datos con la que se entrena un modelo de RNA. Después, la RNA sirve como un método sustituto en la predicción de la DMVM y se invierte para desarrollar una función objetivo, la cual se minimiza mediante el algoritmo de Evolución Diferencial (ED). Un esquema de la secuencia de actividades desarrolladas se muestra en la Figura 13.

El valor establecido para la DMVM fue  $19 \times 10^{-3}$ . Para satisfacer esta condición, solo la precarga fue considerada como factor de diseño, mientras que la geometría del tornillo se mantuvo constante y acorde a las dimensiones de un sistema absorbible de mini placa-tornillo comercial.



**Figura 13. Diagrama de flujo para el método desarrollado.**

Fuente: *Elaboración propia*

### 3.3.1 Arreglo de factores de diseño para preparación de base de datos

En este trabajo se utiliza un arreglo de DOE para evitar información repetida en los datos de entrada para el entrenamiento de la RNA y, por tanto, facilitar el aprendizaje de los valores de salida deseados. Se utilizó como base la configuración de un diseño factorial completo con 5 factores y 2 niveles para generar distintas combinaciones. Los factores considerados son el diámetro interno (DI), longitud del eje (LE), ángulo de la cuerda (AC), precarga (P) y cantidad de hilos (CH), acorde a (Abiodun et al., 2018; Cervantes-Bobadilla et al., 2020; Chatzigianni, Keilig, Reimann, Eliades, & Bourauel, 2011; Hernández, 2009; Lin et al., 2010). Los niveles alto y bajo para cada factor se muestran en la Tabla 5.

**Tabla 5. Niveles y factores para el arreglo**

| Factor                   | Bajo   | Alto   |
|--------------------------|--------|--------|
| Diámetro interno (DI)    | 0.9 mm | 1.5 mm |
| Longitud del eje (LE)    | 3 mm   | 4.2 mm |
| Ángulo de la cuerda (AC) | 80°    | 90°    |
| Precarga (P)             | 5 N    | 15 N   |
| Cantidad de hilos (CH)   | 3      | 7      |

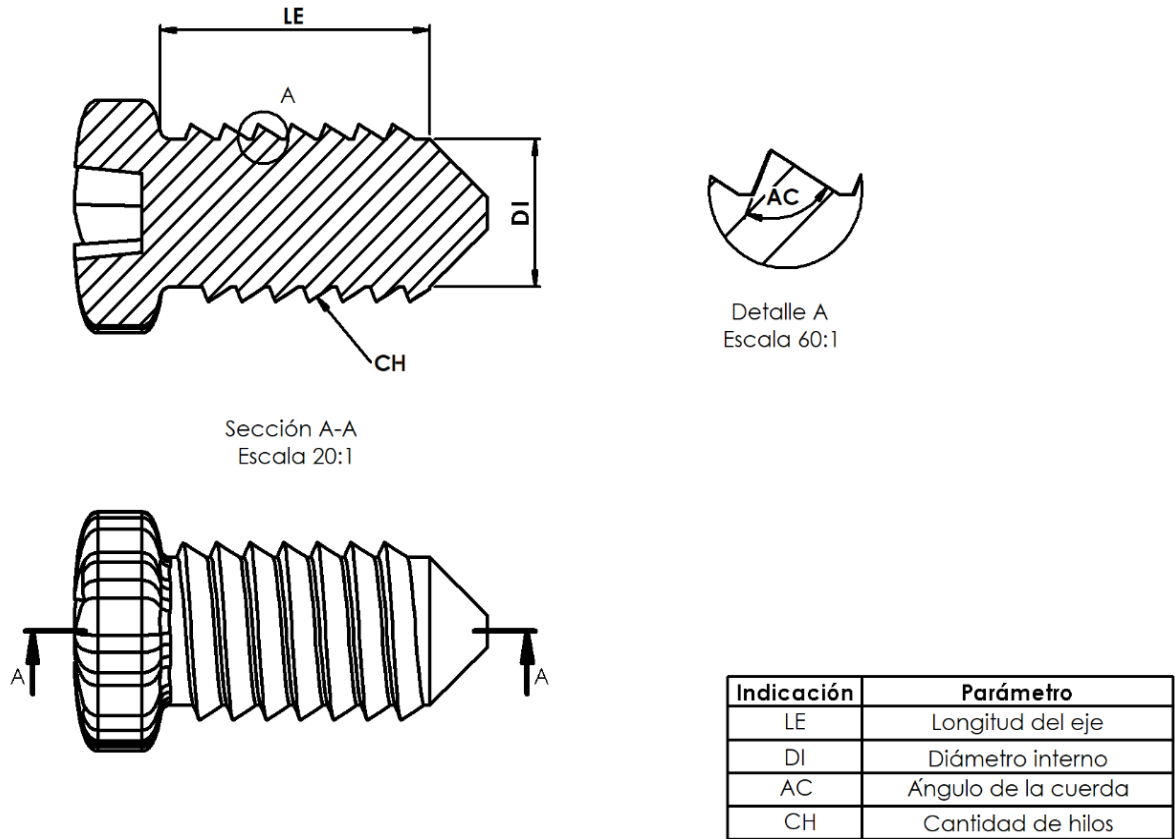
Fuente: *Elaboración propia*

Las combinaciones resultaron en 32 análisis en donde se registró la DMVM en el tornillo como valor de salida.

### **3.3.2 Simulación numérica**

Se modelaron segmentos simplificados de hueso para evaluar las diferentes configuraciones de diseño en el mini tornillo absorbible, que consistió en un prisma cuadrangular de 8.7 mm por lado, 15 mm de profundidad, y fue roscado en el centro acorde a la geometría de cada configuración del arreglo de DOE. Los modelos de hueso, placa y tornillo fueron creados utilizando el programa SolidWorks.

Para evitar singularidades durante el análisis, los ángulos pronunciados en el cuello y la cabeza del tornillo fueron suavizados y la condición de contacto global entre la placa, el tornillo y las capas del hueso cortical y trabecular fue utilizada. Cada configuración de placa y tornillo fue ensamblada en el segmento de hueso correspondiente y, después, exportada para obtener el valor de salida por medio del AEF con el programa ANSYS V18. En la Figura 14 se pueden identificar los factores geométricos seleccionados para el mini tornillo, los cuales se van a sustituir por los rangos de valores de la Tabla 5.



**Figura 14. Parámetros seleccionados en el tornillo**  
Fuente: *Elaboración propia*

El hueso es un material natural compuesto con cierto grado de complejidad para determinar sus propiedades mecánicas, ya que éstas dependen de muchos factores. Sin embargo, el análisis se puede simplificar asumiendo el comportamiento de las dos capas que componen el hueso como un material elástico isotrópico lineal, toda vez que las cargas en el implante son bajas (Krone & Schuster, 2006). Para realizar los cálculos del AEF, la capa de hueso cortical fue modelado con un espesor de 2 mm, mientras que el hueso trabecular con 13 mm.

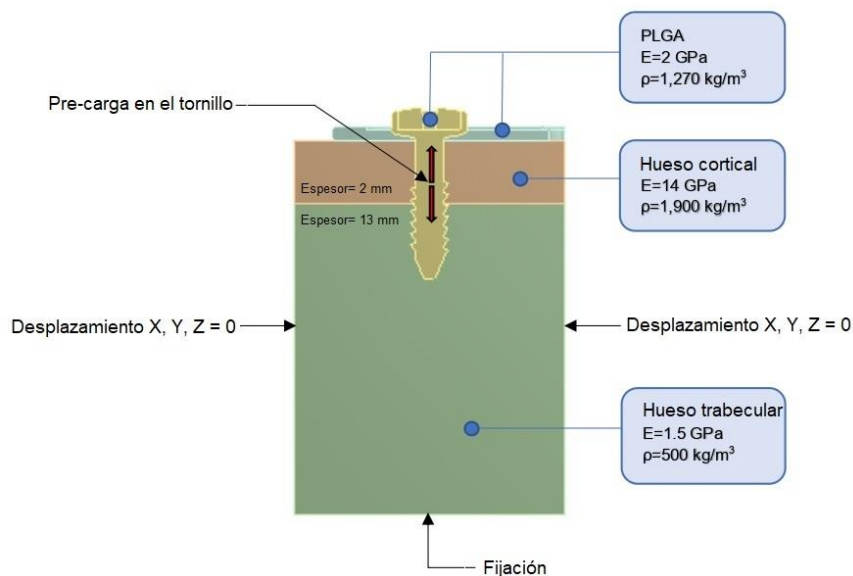
La Tabla 6 muestra las propiedades mecánicas asignadas tanto a las dos capas de hueso, como al implante absorbible (Gentile, Chiono, Carmagnola, & Hatton, 2014; Kharmanda & Kharma, 2017; Nalbantgil, Tozlu, Ozdemir, Oztoprak, & Arun, 2012).

**Tabla 6. Propiedades mecánicas asignadas para el AEF.**

| Material                                | Módulo de Elasticidad (GPa) | Relación de Poisson | Densidad (kg/m <sup>3</sup> ) |
|---|-----------------------------|---------------------|-------------------------------|
| Ácido poli(láctico-co-glicólico) (PLGA) | 2                           | 0.3                 | 1270                          |
| Hueso cortical                          | 14                          | 0.3                 | 1900                          |
| Hueso trabecular                        | 1.5                         | 0.3                 | 500                           |

Fuente: *Elaboración propia*

Se creó un modelo de malla del sistema comercial absorbible de mini placa-tornillo con 10,303 nodos y el resultado de su DMVM se comparó con otro modelo de malla con 11,501 nodos para probar su convergencia, obteniendo una variación menor al 1%. Se utilizaron elementos sólidos estructurales tetraédricos cuadráticos con 10 nodos y 3 grados de libertad en cada nodo para todos los modelos, aunque el número de elementos tuvo ligeras variaciones debido a los cambios en los parámetros de diseño. La parte inferior del modelo de hueso se definió como soporte fijo y se eligió la condición de contacto global entre componentes para la interfaz entre el tornillo y el hueso para tomar en cuenta las condiciones de osteointegración. Las propiedades de los materiales y las condiciones de frontera asignadas para realizar el AEF se describen en la Figura 15.



**Figura 15. Propiedades mecánicas y condiciones de frontera para el análisis.**

Fuente: *Elaboración propia*

### 3.3.3 Red neuronal artificial (RNA)

La RNA se emplea como un método sustituto para predecir una respuesta específica de un proceso. En la RNA, las neuronas artificiales están interconectadas con un coeficiente de peso asociado y agrupadas en capas. La primera capa se llama capa de entrada y está conectada a una o más capas ocultas que utilizan una función de transferencia para obtener una respuesta, seguidas por una capa de salida que generalmente usa una función de transferencia lineal. Para las capas ocultas la función de transferencia hiperbólica suele ser la más adecuada (Bonakdari, Khozani, Zaji, & Asadpour, 2018; Kong, Abdullah, Schramm, Omar, & Haris, 2019). Cada capa tiene múltiples neuronas. En el caso de las capas de entrada y salida, la cantidad de neuronas es igual al número de variables de entrada y salida respectivamente, mientras que en las capas ocultas el número de neuronas se define en términos del nivel de precisión de predicción del modelo de RNA. Para obtener el argumento de la función de transferencia, el sesgo (bias) en la capa oculta debe ser considerada, la cual se agrega al peso del coeficiente. Bajo estas condiciones, la salida de la RNA se obtiene mediante la Ecuación 3.1.

$$Y = \sum_s \left\{ W_{o_{l,s}} \cdot \left[ \frac{2}{1 + e^{-2 \cdot (\sum_k W_{i,s,k} \cdot In_k + b_{1_{l,s}})}} - 1 \right] \right\} + b_{2_{l,s}} \quad 3.1$$

Aquí,  $Y$  es el valor predicho,  $W_o$  es el coeficiente de peso de la capa de salida,  $W_i$  es el coeficiente de peso asociado a las capas ocultas,  $In$  son las variables de entrada,  $b_1$  es el sesgo asociado a las capas ocultas,  $b_2$  es el sesgo de la capa de salida, el subíndice  $l$  es el número que identifica cada salida,  $s$  es el número de neurona oculta y el subíndice  $k$  es el número que corresponde a cada entrada. Para poder tener los datos de entrada de forma que nos permita calcular eficientemente todos los parámetros de la RNA, cada valor se escala utilizando un mapeo lineal del tipo Mínimo-Máximo, para asegurar que inician dentro del rango de la función de transferencia (Ajbar et al., 2021) Por lo tanto, el valor  $A_i$  normalizado se calcula mediante la Ecuación 3.2.

$$A_i = \frac{0.9 \cdot (X_i - X_{min})}{X_{max} - X_{min}} + 0.1 \quad 3.2$$

Donde  $X_i$  es el valor desnormalizado y  $X_{max}-X_{min}$  los valores extremos de los datos de entrada.

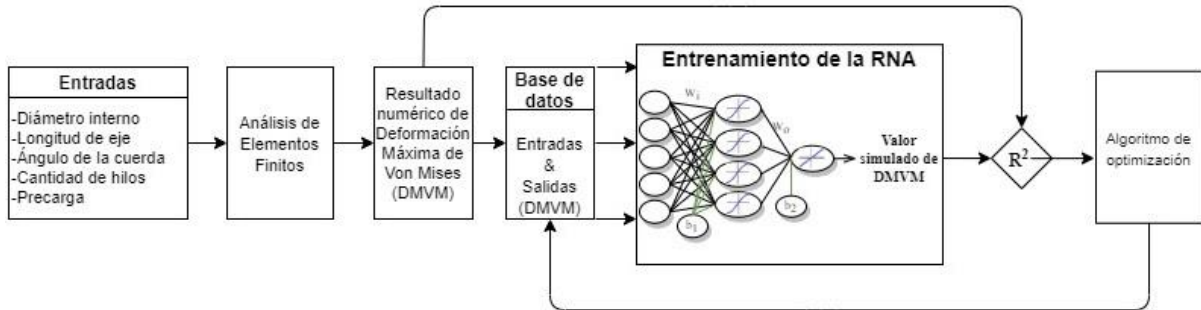
Una vez que la estructura de la red está definida, se utiliza una base de datos para ajustar los coeficientes de peso y sesgo. Este proceso, llamado entrenamiento, se realiza para minimizar el error en la salida de la función respecto a un valor de salida conocido y almacenado en la base de datos. Existen distintos métodos para el entrenamiento de RNA entre los que destacan los algoritmos de segundo orden debido a su mayor velocidad de convergencia y la capacidad de manejar problemas complejos con tamaños compactos de red. Dentro de estos métodos, el Levenberg–Marquardt es el de mayor relevancia en usos industriales y se puede encontrar en diversas aplicaciones. El método consiste en generar una salida,  $Z_p$ , derivado del cálculo del producto punto entre las entradas y los vectores de peso de las neuronas, que actúa como una función de activación. Después, la función  $f$  modela la red neuronal restante y produce la salida  $O_p$ . El peso en la red se actualiza con la Ecuación 3.3.

$$\Delta w = (H + \mu I)^{-1}g \quad 3.3$$

Donde  $g$  es el vector gradiente,  $H$  es la matriz de aproximación Hessiana,  $I$  la matriz identidad, y  $\mu$  el parámetro de aprendizaje (Flores, Urquiza, & Hernández, 2010; Smith, Wu, & Wilamowski, 2019).

En este trabajo se utiliza el arreglo de un diseño factorial completo para generar combinaciones que permiten crear una base de datos para la RNA, de la que se toma el 80% de los datos para el entrenamiento y correlacionando las salidas con los valores del AEF como criterio de adecuación del modelo. El resto de los datos se utiliza para evaluar la RNA.

Un esquema simplificado de la red creada para obtener la predicción de la DMVM en el mini tornillo absorbible del sistema se observa en la Figura 16.



**Figura 16. Esquema del proceso de aprendizaje usado para la RNA**

Fuente: *Elaboración propia*

El desempeño de la RNA fue evaluado mediante el error cuadrático medio (MSE, por sus siglas en inglés) y el coeficiente de determinación ( $R^2$ ), los cuales se definen en la Ecuación 3.4 y Ecuación 3.5, respectivamente.

$$MSE = \frac{\sum_{t=1}^T (y_{ANN} - y_{FEM})^2}{T} \quad 3.4$$

$$R^2 = 1 - \frac{\sum_{t=1}^T (y_{ANN} - y_{FEM})^2}{\sum_{t=1}^T (y_{FEM} - y_{ave})^2} \quad 3.5$$

Aquí,  $y_{ANN}$  es la salida predicha o simulada por la RNA,  $y_{FEM}$  es el resultado numérico calculado por el AEF,  $y_{ave}$  es el promedio de los valores reales, y T el número de muestras. Además, se realizó la prueba de pendiente intercepto para conocer el nivel de confianza de la RNA. En esta prueba, se alcanza un nivel de confianza definido si se encuentra un 1 entre los límites de la pendiente, mientras que, entre los límites del intercepto, se encuentra un cero (Verma, Andaverde, & Santoyo, 2006).

### 3.3.4 Red Neuronal Artificial Inversa

Por otra parte, cuando se desea un valor de salida determinado, y todos los otros parámetros importantes son bien conocidos, es posible desarrollar una estrategia para invertir la RNA (RNI), con el propósito de encontrar la solución a un problema de optimización. En la RNI, la Ecuación 3.1 se organiza de tal manera que se obtiene una función objetivo que involucra el valor de salida simulado por la RNA, Y, y los parámetros operativos que se minimizan por medio de un método de optimización. Esta estrategia fue desarrollada por Hernández (2009).

La importancia relativa de los parámetros de entrada se calcula mediante la Ecuación 3.6 para asegurar que tienen un fuerte efecto respecto al valor de salida.

$$I_i = \frac{\sum_{j=1}^n \left( \left( \frac{|W_{j,i}|}{\sum_{i=1}^m |W_{j,i}|} \right) \cdot |W_{o,j,i}| \right)}{\sum_{i=1}^m \left[ \sum_{j=1}^n \left( \left( \frac{|W_{j,i}|}{\sum_{i=1}^m |W_{j,i}|} \right) \cdot |W_{o,j,i}| \right) \right]} \quad 3.6$$

Esta ecuación fue propuesta por Garson (1991) y se basa en la división de los pesos de conexión donde  $I_i$  es la importancia relativa de la  $i$ -ésima variable de entrada sobre la variable de salida, el subíndice  $i$  indica la variable de entrada, el subíndice  $j$ , las neuronas en la capa oculta,  $W_{j,i}$  el peso hasta la  $j$ -ésima neurona en la capa oculta desde la  $i$ -ésima variable de entrada,  $W_{o,j,i}$  es el peso hasta la capa de salida desde la  $j$ -ésima neurona de la capa oculta,  $m$  es el número de entradas, y  $n$  el número de neuronas (Baruah, Baruah, & Hazarika, 2017).

# **RESULTADOS**

## IV. Resultados

En este capítulo se presentan los resultados obtenidos al hacer las variaciones a los parámetros geométricos y la precarga en un mini tornillo absorbible, usado para fijar fracturas en un sistema placa-tornillo, y que fueron usadas para crear una base de datos que permita desarrollar una RNA para predecir la DMVM. Las variaciones generan una base de datos que, como se observa en la Tabla 7, incluye 32 configuraciones basadas en el arreglo de un DOE con diseño factorial completo.

**Tabla 7. Arreglo de factores y niveles para el mini tornillo**

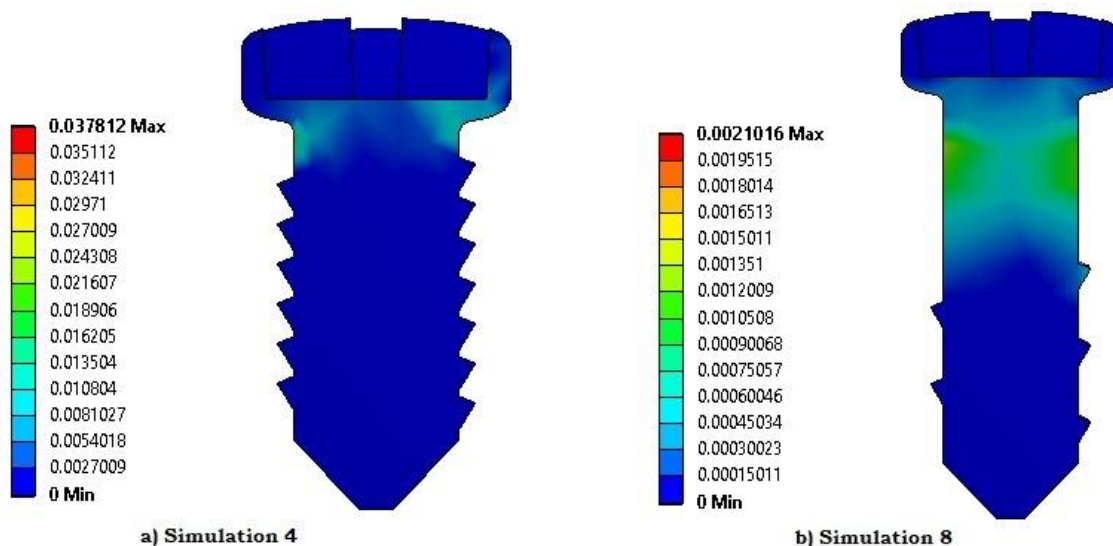
| DI (mm) | LE (mm) | AC (°) | P (N) | CH | DMVM (x10 <sup>-3</sup> ) |
|---------|---------|--------|-------|----|---------------------------|
| 0.9     | 4.2     | 80     | 5     | 7  | 6.19                      |
| 1.5     | 4.2     | 80     | 5     | 7  | 3.31                      |
| 0.9     | 4.2     | 80     | 15    | 7  | 18.72                     |
| 1.5     | 3       | 80     | 15    | 7  | 37.81                     |
| 0.9     | 4.2     | 90     | 5     | 7  | 5.83                      |
| 1.5     | 4.2     | 80     | 15    | 7  | 10.37                     |
| 1.5     | 4.2     | 90     | 15    | 3  | 5.72                      |
| 1.5     | 4.2     | 80     | 5     | 3  | 2.1                       |
| 0.9     | 3       | 90     | 5     | 3  | 12.85                     |
| 0.9     | 3       | 80     | 15    | 7  | 85.28                     |
| 1.5     | 3       | 80     | 15    | 3  | 24.53                     |
| 1.5     | 3       | 80     | 5     | 3  | 7.19                      |
| 1.5     | 4.2     | 90     | 5     | 3  | 1.9                       |
| 0.9     | 4.2     | 80     | 15    | 3  | 11.4                      |
| 1.5     | 3       | 90     | 5     | 3  | 6.81                      |
| 1.5     | 3       | 90     | 15    | 7  | 40.94                     |
| 0.9     | 3       | 90     | 5     | 7  | 44.15                     |
| 1.5     | 4.2     | 90     | 15    | 7  | 11.04                     |
| 0.9     | 3       | 80     | 5     | 3  | 15.63                     |
| 1.5     | 3       | 90     | 5     | 7  | 13.76                     |
| 0.9     | 4.2     | 90     | 5     | 3  | 4.38                      |
| 1.5     | 4.2     | 80     | 15    | 3  | 6.3                       |
| 1.5     | 3       | 90     | 15    | 3  | 25.1                      |
| 0.9     | 3       | 90     | 15    | 7  | 139.69                    |
| 0.9     | 4.2     | 90     | 15    | 7  | 14.79                     |
| 0.9     | 3       | 90     | 15    | 3  | 39.35                     |
| 0.9     | 3       | 80     | 5     | 7  | 28.49                     |
| 0.9     | 4.2     | 80     | 5     | 3  | 3.92                      |
| 0.9     | 4.2     | 90     | 15    | 3  | 13.16                     |
| 0.9     | 3       | 80     | 15    | 3  | 47.27                     |
| 1.5     | 4.2     | 90     | 5     | 7  | 3.72                      |
| 1.5     | 3       | 80     | 5     | 7  | 12.82                     |

Fuente: *Elaboración propia*

#### 4.1 RNA para el cálculo de la DMVM

Las configuraciones de la Tabla 7 se utilizaron como base de datos de entrada para la RNA, la cual se dividió en 2 partes, una con el 80% de los datos para la etapa de entrenamiento de la red y, otra con el 20% restante que fue requerido para la validación de la misma.

El valor de salida registrado fue el valor de DMVM obtenida a partir del AEF. Las regiones donde la deformación es más grande fueron similares en todas las simulaciones. La DMVM se encontró en el eje cerca del cuello del tornillo, tal como los ejemplos mostrados para la simulación 4 y 8 de la Figura 17.



**Figura 17. Distribución de la deformación en el tornillo para a) Simulación 4, y b) Simulación 8**

Fuente: *Elaboración propia*

Las entradas y salidas fueron normalizadas de 0.1 a 0.9 y, después, los valores de sesgo, peso y número de neuronas en la capa oculta fueron calculados en la etapa de entrenamiento mediante el uso de Matlab con la herramienta de redes neuronales.

La configuración resultante de la RNA incluyó 5 neuronas en la capa de entrada, 3 neuronas en la capa oculta y 1 neurona en la capa de salida. En la Tabla 8 se muestran los parámetros, obtenidos en Matlab, de sesgo y peso que mejor se ajustan a la RNA.

**Tabla 8. Valores de sesgo y peso para la RNA propuesta**

| 1 salida, 3 neuronas ocultas, 5 entradas ( $l = 1, s = 3, K = 5$ ) |              |              |              |              |              |              |
|--|--------------|--------------|--------------|--------------|--------------|--------------|
|  | $W_{i(s,1)}$ | $W_{i(s,2)}$ | $W_{i(s,3)}$ | $W_{i(s,4)}$ | $W_{i(s,5)}$ | $b_{1(1,s)}$ |
| $W_i$  | 3.26294      | 5.47101      | -1.19592     | -0.987149    | -1.96785     | 3.17135      |
|  | -2.14904     | -1.06270     | -4.12154     | 0.775643     | 0.181929     | -0.489210    |
|  | -0.281372    | -1.17328     | 0.0407900    | 0.997168     | 0.471938     | -1.16479     |
|  | $W_{o(1,1)}$ | $W_{o(1,2)}$ | $W_{o(1,3)}$ |              |              | $b_{2(1,1)}$ |
| $W_o$  | -0.126876    | 0.0265803    | 0.0467596    |              |              | 0.201893     |

Fuente: *Elaboración propia*

El valor de la DMVM se puede calcular con la Ecuación 3.7, la cual incluye los coeficientes obtenidos de la RNA.

$$DMVM = 2 \left[ \frac{W_{0(1,1)}}{1 + e^{X_1}} + \frac{W_{0(1,2)}}{1 + e^{X_2}} + \frac{W_{0(1,3)}}{1 + e^{X_3}} \right] - (W_{0(1,1)} + W_{0(1,2)} + W_{0(1,3)}) + b_{2,1,1} \quad 3.7$$

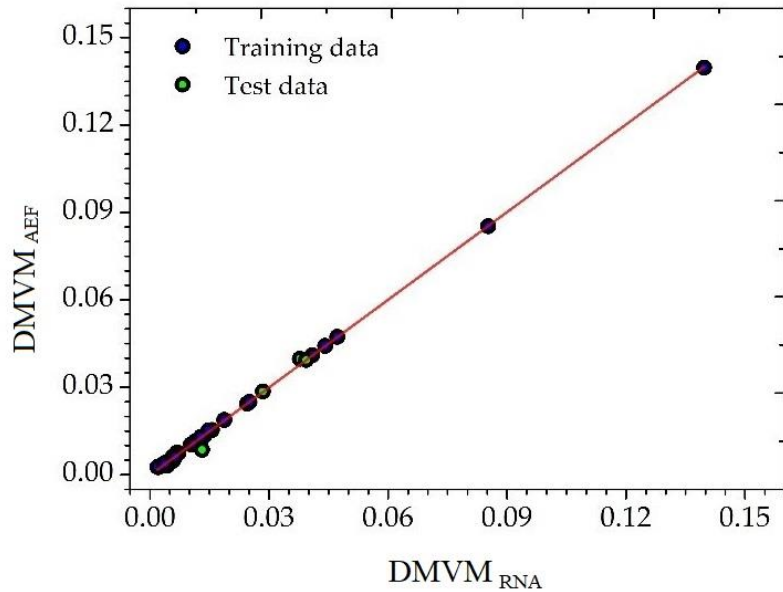
Donde:

$$X_1 = -2(w_{i(1,1)} \cdot ID + w_{i(1,2)} \cdot LS + w_{i(1,3)} \cdot AT + w_{i(1,4)} \cdot SP + w_{i(1,5)} \cdot TN + b_{1(1,1)}) \quad 3.8$$

$$X_2 = -2(w_{i(2,1)} \cdot ID + w_{i(2,2)} \cdot LS + w_{i(2,3)} \cdot AT + w_{i(2,4)} \cdot SP + w_{i(2,5)} \cdot TN + b_{1(1,2)}) \quad 3.9$$

$$X_3 = -2(w_{i(3,1)} \cdot ID + w_{i(3,2)} \cdot LS + w_{i(3,3)} \cdot AT + w_{i(3,4)} \cdot SP + w_{i(3,5)} \cdot TN + b_{1(1,3)}) \quad 3.10$$

En la Figura 18 se muestra la comparación entre la DMVM obtenida con la solución numérica y los valores simulados con la predicción de la RNA. Los datos se compararon con un modelo de regresión lineal obteniendo un valor del coeficiente de determinación ( $R^2$ ) de 0.9938. El error cuadrático medio fue de  $9.6925 \times 10^{-7}$ .



**Figura 18. Comparación de valores obtenidos DMVM con RNA vs AEF**  
 Fuente: *Elaboración propia*

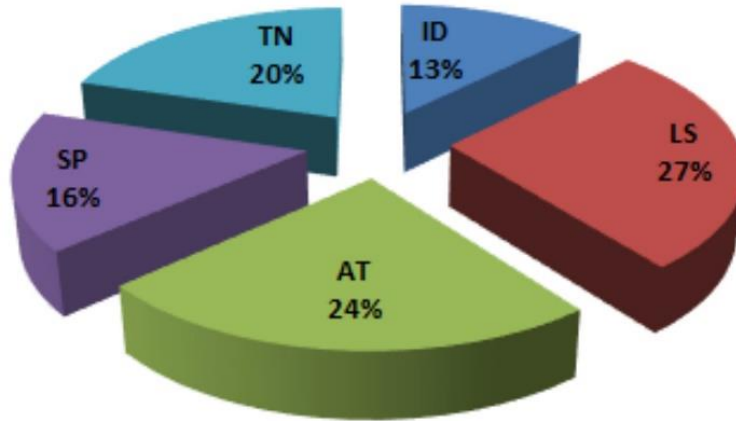
La prueba de pendiente-intercepto se ejecutó con un nivel de confianza del 99%. Los resultados se presentan en la Tabla 9. Como se puede observar, se alcanza el nivel de confianza ya que se encuentran los valores de 0 y 1 entre los límites de la pendiente e intersección. En base a estos hallazgos, se puede decir que el modelo de RNA propuesto es capaz de predecir la DMVM con precisión.

**Tabla 9. Prueba pendiente-intersección para la RNA**

| Intercept   |             | Slope       |             |
|-------------|-------------|-------------|-------------|
| $a_{lower}$ | $a_{upper}$ | $b_{lower}$ | $b_{upper}$ |
| -0.00081748 | 0.0004325   | 0.9852      | 1.0206      |

Fuente: *Elaboración propia*

Usando la Ecuación 3.6 se calculó la importancia relativa para cada entrada y se pudo observar que todas las variables tienen una fuerte influencia sobre la salida. Se encontró que LE es el parámetro de mayor influencia (37.85%), seguido por DI (21.71%) y P (13.95%), mientras que CH (13.69%) y AC (12.8%) son los de menor influencia, como se muestra en la Figura 19.



**Figura 19. Importancia relativa de las variables de entrada en el valor de DMVM**  
Fuente: *Elaboración propia*

El mayor efecto de LE y DI se debe al incremento o decremento del área de contacto entre el mini tornillo absorbible y el hueso. CH y AC tienen una relativa baja contribución en el valor de la DMVM. Sin embargo, para asegurar el éxito del sistema absorbible de mini placa-tornillo, se debe aplicar la  $P$  adecuada en el mini tornillo para evitar el rompimiento o migración debido a una instalación inadecuada.

#### 4.2 RNI para el cálculo de valor óptimo de $P$

Una vez que se obtuvo el modelo de la RNA, es posible aplicar la RNI para estimar el valor óptimo de  $P$  (Flores et al., 2010; Hamzaoui et al., 2011; Hernández, 2009). Para la optimización se considera que todos los factores de diseño son bien conocidos, excepto  $P$ .

Entonces, la Ecuación 3.1 puede expresarse como se muestra en la Ecuación 3.11.

$$DMVM = b_{2,1,1} - \sum_s W_{0,1,s} + \sum_s \left[ \frac{2 \cdot W_{0,1,s}}{1 + e^{-2(b_{1,1,s} + \sum_k W_{i_s,k} \cdot \ln_k)}} \right] \quad 3.11$$

Después, reformulamos y obtenemos la Ecuación 3.12 en la que se involucra a  $\ln_{k=4}$  como la entrada a ser optimizada.

$$DMVM = b_{2,1,1} - \sum_s W_{0,1,s} + \sum_s \left[ \frac{2 \cdot W_{0,1,s}}{1 + e^{-2(b_{1,1,s} + W_{i_s,4} \cdot \ln_{k=4} + \sum_{k \neq 4} W_{i_s,k} \cdot \ln_k)}} \right] \quad 3.12$$

Si el término del lado izquierdo en la Ecuación 3.12 se mueve al lado derecho, entonces tendremos una expresión en función de  $P$ , como se muestra en la Ecuación 3.13.

$$f(P) = -DMVM + b_{2,1,1} - \sum_s W_{0,1,s} + \sum_s \left[ \frac{2 \cdot W_{0,1,s}}{1 + e^{-2(b_{1,1,s} + W_{1,s,4} \cdot P \sum_{k \neq 4} W_{1,s,k} \cdot \ln k)}} \right] \quad 3.13$$

Obtenemos el valor deseado de DMVM si el resultado de la Ecuación 3.13 es cero y, por lo tanto, se obtiene el valor de  $P$  que satisface esta condición. Este es un problema típico de optimización, por lo que se requiere un algoritmo para resolverlo. Existen distintos algoritmos de optimización que permiten conocer el valor de  $P$  que pueden utilizarse para este fin. En este trabajo se propone el algoritmo evolutivo diferencial descrito en la sección 2.7.1.

#### 4.3 Evaluación numérica de la RNI

Con la finalidad de validar los resultados de la RNI, se evalúa una configuración distinta a las presentadas en la Tabla 7 mediante el AEF. Los resultados del AEF y la RNI se comparan para conocer el porcentaje de error respecto al resultado de la RNI.

Los factores de diseño usados y el valor deseado de DMVM se presentan en la Tabla 10. Estos valores fueron establecidos en base a la geometría de un mini tornillo absorbible comercial.

**Tabla 10. Factores de diseño y DMVM para la RNI**

| DI (mm) | LE (mm) | AC (°) | CH | DMVM ( $\times 10^{-3}m$ ) |
|---------|---------|--------|----|----------------------------|
| 1.2     | 3.6     | 85     | 5  | 19                         |

Fuente: *Elaboración propia*

La Ecuación 3.14 define la función que debe ser minimizada. Para evitar valores menores a cero, el resultado de  $f(P)$  debe ser un valor absoluto.

$$f(P) = \left| -a + \frac{2W_{o(1,1)}}{1 + e^{b+1.9743P}} + \frac{2W_{o(1,2)}}{1 + e^{c-1.5513P}} + \frac{2W_{o(1,3)}}{1 + e^{d-1.9943P}} \right| \quad 3.14$$

Aquí:

$$a = DMVM - b2_{(1,1)} + \sum_s W o_{1,s} \quad 3.15$$

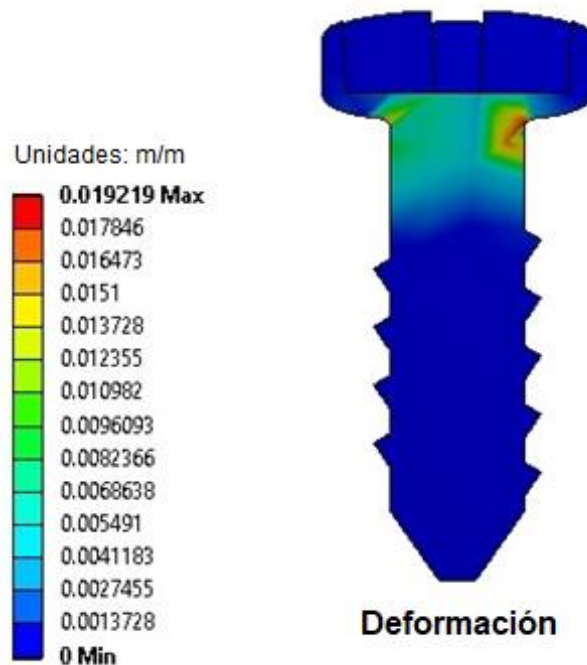
$$b = -2(W_{i(1,1)}DI + W_{i(1,2)}LE + W_{i(1,3)}AC + W_{i(1,5)}CH + b1_{(1,1)}) \quad 3.16$$

$$c = -2(W_{i(2,1)}DI + W_{i(2,2)}LS + W_{i(2,3)}AC + W_{i(2,5)}CH + b1_{(1,2)}) \quad 3.17$$

$$d = -2(W_{i(3,1)}DI + W_{i(3,2)}LS + W_{i(3,3)}AC + W_{i(3,5)}CH + b1_{(1,3)}) \quad 3.18$$

Se aplicó el algoritmo de evolución diferencial para 2,000 generaciones con una población de 50 especímenes. El factor de escala de mutación y el parámetro de tasa de recombinación se fijaron en 0.4 y 0.8, respectivamente.

El resultado obtenido de  $f(P)$  fue  $1.0845 \times 10^{-4}$ , mientras que el valor óptimo de  $P$  fue 14.9742 N. El valor calculado de la DMVM por medio de la ecuación 3.7 fue  $19.1 \times 10^{-3}$  m. Por otro lado, se realizó un AEF utilizando los factores de diseño de la RNI y el valor óptimo de  $P$ , obteniendo  $19.21 \times 10^{-3}$  m como valor de la DMVM, como se muestra en la Figura 20.



**Figura 20. DMVM calculada con el AEF, considerado los valores de parámetros de diseño para la RNI y la P calculada**

Fuente: *Elaboración propia*

Para verificar la precisión de la expresión mostrada en la Ecuación 3.13 en el cálculo del valor óptimo de  $P$ , se utiliza este último en la Ecuación 3.7 y se compara su resultado con el obtenido en el AEF mediante la Ecuación 3.19.

$$\%Error = \frac{|DMVM_{AEF} - DMVM_{RNi}|}{DMVM_{AEF}} \cdot 100 \quad 3.19$$

$$\%Error = \frac{|19.21 \times 10^{-3} - 19.1 \times 10^{-3}|}{19.21 \times 10^{-3}} \cdot 100 \quad 3.20$$

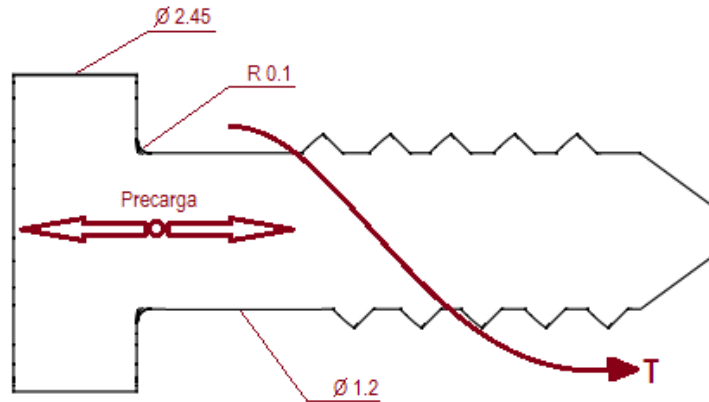
La diferencia entre la DMVM calculada y el objetivo propuesto fue de 0.57% comparando la DMVM de la RNA y del FEA. Estos resultados muestran la capacidad de la RNA para predecir la DMVM.

Como se observó en resultados previos del AEF de otras configuraciones, la región donde se concentra la deformación se encontró en el eje, con la deformación máxima localizada en el cuello (radio del filete). La deformación mínima ocurre en la parte superior de la cabeza del tornillo.

#### **4.4 Evaluación analítica del AEF**

Para evaluar si los resultados del AEF representan a lo que debemos obtener experimentalmente, se determinó el valor de deformación máxima analíticamente para comparar el resultado con el DMVM obtenido con el AEF. Posteriormente se expresa la diferencia entre ambos en porcentaje.

Simplificando la geometría del mini tornillo absorbible y analizando las cargas que ocurren en él, se tiene que es necesario aplicar una carga de torsión en la cabeza para el apriete, que a su vez provoca la precarga sobre el vástago que permanece en el mini tornillo una vez que es insertado en su posición final (Oh, Kim, Lim, & Choi, 2020). Un esquema de lo anterior y las dimensiones básicas del mini tornillo se presentan en la Figura 21.



**Figura 21. Cargas aplicadas al tornillo insertado y dimensiones básicas**

Fuente: *Elaboración propia*

La Ecuación 3.21 relaciona la precarga con el torque que se debe aplicar al vástago para lograrla, la cual es presentada por Bickford (1995) y citada por Jörn et al. (2014).

$$F_p = \frac{T_A}{0.159 \cdot P_A + \left( \frac{d_s \cdot \mu_T}{2 \cdot \cos\left(\frac{\alpha}{2}\right)} + \frac{d_H + d_B}{4} \cdot \mu_H \right)} \quad 3.21$$

Donde  $T_A$  es el torque de apriete,  $P_A$  el paso de rosca,  $d_s$  el diámetro del vástago,  $\mu_T$  el coeficiente de fricción en la rosca,  $\alpha$  el ángulo de la cuerda,  $d_H$  el diámetro de la cabeza,  $d_B$  el diámetro del orificio y  $\mu_H$  el coeficiente de fricción en la cabeza del mini tornillo. Solucionando la Ecuación 3.21 para el valor de torque de apriete se tiene:

$$T_A = (F_p) \left( 0.159 \cdot P_r + \left( \frac{d_s \cdot \mu_T}{2 \cdot \cos\left(\frac{\alpha}{2}\right)} + \frac{d_H + d_B}{4} \cdot \mu_H \right) \right) \quad 3.22$$

La Ecuación 3.22 nos permite conocer el valor de torque de apriete necesario para obtener la precarga optima calculada con la RNI. Para obtener  $T_A$  se consideró  $\mu_T$  y  $\mu_H$  iguales con valor de 0.3, acorde con la fricción bajo condiciones secas utilizadas por Jörn et al. (2014),  $F_P$  como el valor de 14.9742 N obtenido de la Ecuación 3.14, el paso de rosca ( $P_r$ ) en 0.49mm,  $\alpha$  igual a 85°,  $d_H$  igual a 2.45mm y,  $d_B$  1.32mm.

El torque de apriete para el mini tornillo con las condiciones establecidas es de 9.05 N-mm. El torque aplicado provoca torsión sobre el vástago, por lo que, para encontrar el esfuerzo cortante máximo por torsión se tiene:

$$\tau_{max} = \frac{(k_{ts})T \left(\frac{d_s}{2}\right)}{J} \quad 3.23$$

Donde:

$$J = \frac{\pi d_s^4}{32} = 2.035 \times 10^{-1} \text{ mm}^4 \quad 3.24$$

El valor de  $k_{ts}$  es el factor de concentración de esfuerzos para un eje redondo con filete en el hombro en torsión, con valor de 1.5. En el Anexo 1 se puede observar la gráfica de factores teóricos de concentración del esfuerzo, de la cual se estimó el valor de  $k_{ts}$ . Conociendo  $J$  y  $k_{ts}$ , el esfuerzo cortante máximo se calcula con la Ecuación 3.25.

$$\tau_{max} = (1.5) \left( \frac{(9.05 \text{ N} - \text{mm})(0.6 \text{ mm})}{2.035 \times 10^{-1} \text{ mm}^4} \right) = 40.05 \text{ MPa} \quad 3.25$$

Para calcular la DMVM, se relaciona el esfuerzo equivalente ( $\sigma_{eq}$ ) con el módulo de elasticidad ( $E$ ), mediante la Ecuación 3.26 (ANSYS Inc, 2017).

$$\sigma_{eq} = E \cdot \text{DMVM} \quad 3.26$$

Es posible estimar el  $\sigma_{eq}$  (o también llamado esfuerzo de Von Mises) para el esfuerzo plano con la Ecuación 3.27.

$$\sigma_{eq} = \sqrt{\sigma_1^2 + \sigma_2^2 - \sigma_1 \cdot \sigma_2} \quad 3.27$$

Donde  $\sigma_1$  y  $\sigma_2$  son los esfuerzos principales obtenidos a través de la Ecuación 3.28.

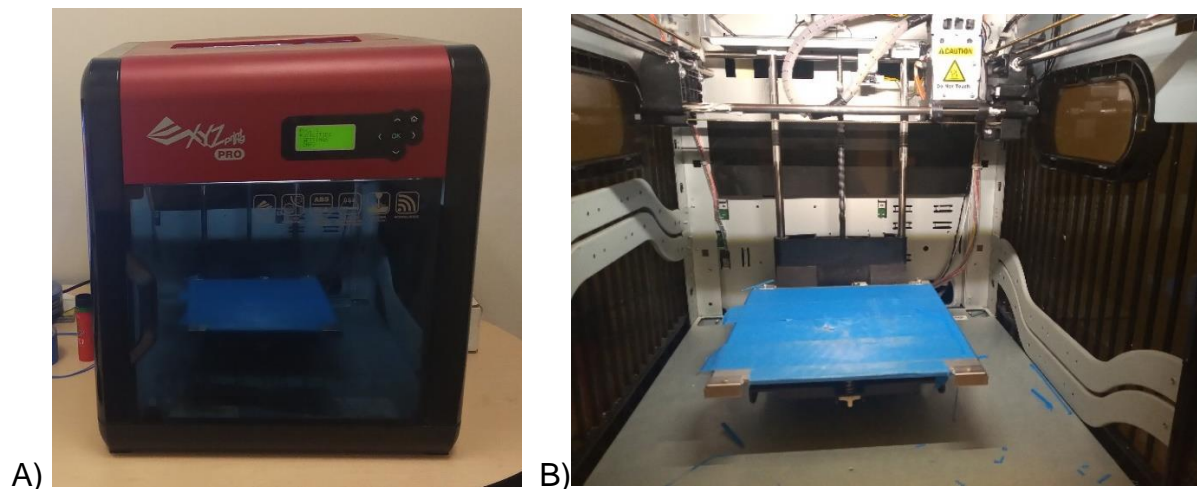
$$\sigma_{1,2} = \frac{\sigma_x + \sigma_y}{2} \pm \sqrt{\left(\frac{\sigma_x - \sigma_y}{2}\right)^2 + \tau_{xy}^2} \quad 3.28$$

La Ecuación 3.27 es utilizada comúnmente para el caso de esfuerzos combinados, sin embargo, de igual forma es válida para esfuerzos por cargas de torsión, supuesto en el que se encuentra el mini tornillo. Al no tener esfuerzos sobre los ejes  $x$  e  $y$ , el

esfuerzo cortante máximo es igual en magnitud para el esfuerzo principal máximo y para el esfuerzo principal mínimo, aunque con sentido contrario para este último (Budynas, 2019). Esto se puede ver en el diagrama de círculos de Mohr del Anexo 2.

En los AEF realizados, el valor del módulo de elasticidad se tomó de la Tabla 6, que corresponde a la literatura consultada. Sin embargo, para corroborar que este dato es adecuado, se fabricó una probeta media una impresora de prototipado rápido a la cual se le realizó una prueba de tensión.

La impresora utilizada fue el modelo da Vinci Pro 1.0 de la marca XYZ Printing, que utiliza la tecnología de impresión de fabricación de filamento fundido, con un área de construcción máxima de 200x200x200 milímetros y filamento de 1.75 mm de diámetro (XYZ Printing Inc, 2021), que se muestra en la Figura 22.



**Figura 22. Impresora da Vinci 1.0 Pro. A) Vista exterior. B) Área de trabajo**  
Fuente: *Elaboración propia*

La prueba de tensión se realizó en la máquina universal de ensayos para pruebas de tensión/compresión, modelo AG-IC 100kN de la marca Shimadzu, que se muestra en la Figura 23.

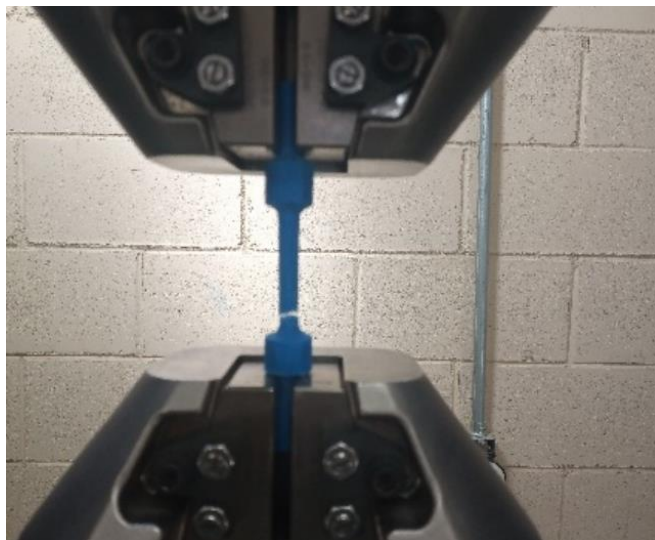
Debido a las limitaciones de disponibilidad para el equipo y el material, solo se realizó la prueba a una probeta. Además, por las dimensiones máximas de la impresora, se utilizó la probeta acorde al estándar ASTM E 8M-04 en lugar de una acorde al

estándar ASTM D638-14, que es el apropiado para materiales plásticos. La prueba de tensión no busca caracterizar el material sino tener la certeza de que el valor tomado de la bibliografía es adecuado.



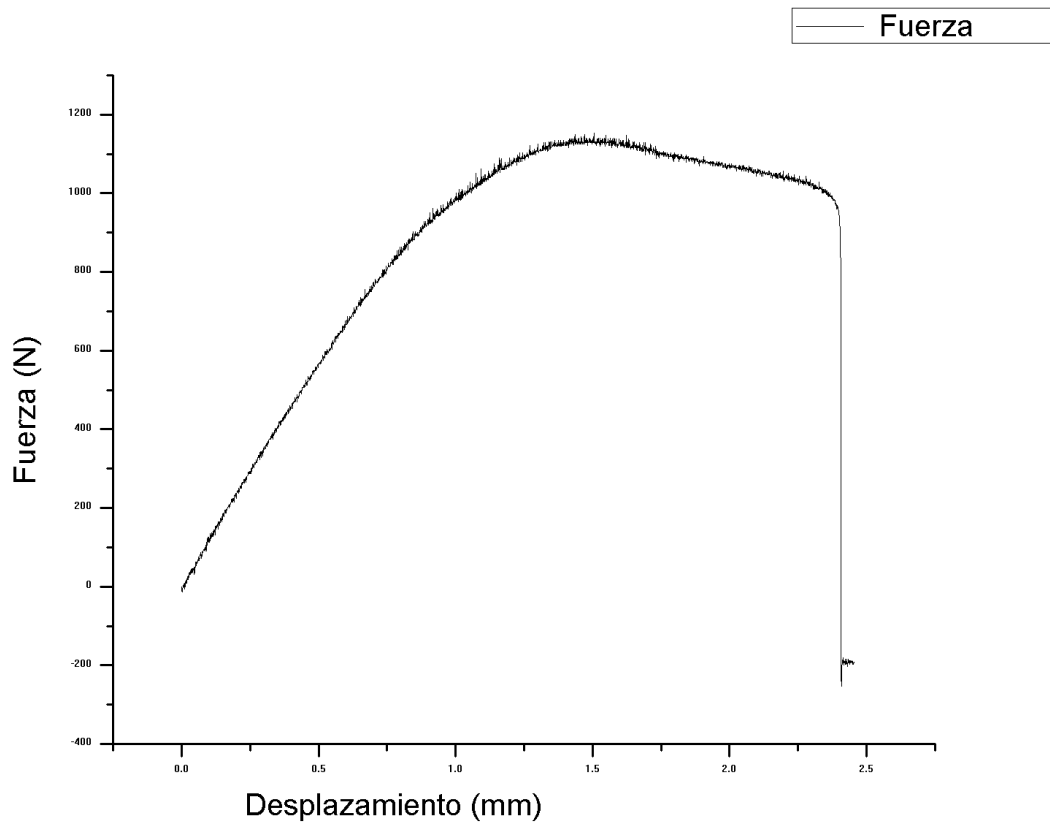
**Figura 23. Máquina universal de ensayos Shimadzu AG-IC 100kN**  
Fuente: *Elaboración propia*

La prueba de tensión se realizó a una velocidad de 1 mm/min y se registraron los valores de fuerza y desplazamiento cada 0.05 segundos. La Figura 24, muestra la probeta fracturada.



**Figura 24. Probeta a tensión después de la fractura**  
Fuente: *Elaboración propia*

La gráfica resultante de Esfuerzo-Desplazamiento se puede observar en la Figura 25, la cual se trazó con los 2,949 puntos obtenidos en la prueba de tensión.



**Figura 25. Curva Esfuerzo-Desplazamiento para el ensayo de tensión**

Fuente: *Elaboración propia*

El valor del módulo de elasticidad fue 1,692.37 MPa que, comparando con el utilizado en este trabajo, es 15.38% menor. Por lo que se considera que el módulo de elasticidad de 2 GPa es adecuado para el cálculo de DMVM.

Por lo tanto, la Ecuación 3.26 se reorganiza para obtener el valor de DMVM

$$DMVM = \frac{\sigma_{eq}}{E} = \frac{40.05 \text{ MPa}}{2000 \text{ MPa}} = 20.02 \times 10^{-3} \quad 3.29$$

Para verificar la precisión del AEF, se compara su resultado con el obtenido en la evaluación analítica mediante la ecuación 3.30.

$$\%Error = \frac{|DMVM_{AEF} - DMVM_{Analítico}|}{DMVM_{AEF}} \cdot 100 \quad 3.30$$

$$\%Error = \frac{|19.21 \times 10^{-3} - 20.02 \times 10^{-3}|}{19.21 \times 10^{-3}} \cdot 100 \quad 3.31$$

La diferencia entre la DMVM calculada analíticamente y por AEF fue de 4.21%. Estos resultados muestran que el AEF modela satisfactoriamente el comportamiento del mini tornillo.

# **CONCLUSIONES Y**

# **RECOMENDACIONES**

# V. Conclusiones y recomendaciones

Este capítulo se divide en dos secciones donde, en la primera, se discuten los resultados y los hallazgos del proyecto y, en la segunda, se menciona el trabajo pendiente para mejorar el trabajo realizado, así como proyectos que se pueden desprender de esta investigación en el futuro.

## 4.1 Conclusiones

El valor de la DMVM en el mini tornillo del sistema absorbible de placa-tornillo para la fijación de fracturas se predijo con éxito mediante el modelo de RNA que consta de 1 salida, 3 neuronas en la capa oculta y 5 entradas. Para el entrenamiento de la red se construyó una base de datos a partir de la variación de los parámetros geométricos y la precarga  $P$  en el mini tornillo, según la configuración de un diseño factorial completo, registrando como salida la DMVM obtenida mediante el AEF.

Dado que la deformación es aceptada como estímulo mecánico para la remodelación ósea (Lin et al., 2010) y, sabiendo que limitando su valor máximo dentro del rango elástico del material aseguramos el contacto entre el tornillo y el hueso evitando así problemas de migración y rotura del tornillo, se consideró que la DMVM es el valor de salida adecuado para analizar el sistema absorbible de mini placa-tornillo. En consecuencia, el modelo propuesto consideró valores conocidos de DI, LE, AC, CH y un resultado deseado de DMVM para el mini tornillo. Se calculó la importancia relativa de cada entrada, siendo LS el parámetro con mayor influencia y, por otro lado, AC el de menor peso relativo. Sin embargo, se eligió la precarga como el valor a encontrar, suponiendo todos los demás parámetros como conocidos, ya que es de suma importancia evitar roturas o migraciones en el mini tornillo absorbible debido a un apriete inadecuado.

Esta investigación asumió propiedades óseas constantes para evitar la complejidad del problema, a pesar de ser considerada un factor de influencia en el comportamiento de los mini tornillos absorbibles por las variaciones que puede tener la calidad ósea en el desempeño del mismo. Además, no se tuvo en cuenta el proceso de inserción

del mini tornillo para reducir los factores considerados. Por otro lado, las propiedades del material del tornillo se mantuvieron constantes.

Los resultados observados indican que la RNA tiene la capacidad de predecir el valor la DMVM. Además, se puede concluir también que el modelo de la RNI es adecuado para encontrar un valor óptimo de la variable de entrada deseada para un DMVM requerido y previamente establecido.

Para el mini tornillo del sistema de implante absorbible evaluado, a medida que aumenta la LE, la deformación disminuye. Esto probablemente se deba al incremento del área de la superficie de contacto entre el mini tornillo y el hueso. La DMVM se produce en el cuello como era de esperarse, debido a los hallazgos en la literatura sobre problemas de rompimiento de tornillos en el capítulo 1.

Otros autores han estudiado el efecto de la geometría de roscas y de la cabeza de los mini tornillos de fijación ósea para materiales metálicos y absorbibles (Bianco et al., 2014; Jun et al., 2011; Lin et al., 2010; Yu et al., 2012). No obstante, la mayoría de los estudios se centran en optimizar un parámetro geométrico, o evaluar su contribución a la respuesta biomecánica y no consideran el valor requerido de Precarga para su correcta instalación, lo que permitiría evitar la posterior intervención quirúrgica por problemas de migración o rompimiento del tornillo. Este estudio desarrolla una metodología para definir la  $P$  apropiada cuando se conocen previamente las propiedades del material, así como la geometría de un mini tornillo que forma parte de un sistema absorbible de mini placa-tornillo. Además, la metodología desarrollada podría aplicarse para encontrar cualquier parámetro de entrada deseado. En realidad, si se utiliza un algoritmo de optimización multiobjetivo adecuado, se podría obtener un valor óptimo para cada variable geométrica para un MVMS requerido y, luego, se podría encontrar el valor de  $P$  óptimo.

## **4.2 Recomendaciones**

Debido a las restricciones de acceso a equipo y material, no fue posible fabricar o comprar el mini tornillo para realizar pruebas experimentales. Estas pruebas experimentales permitirían corroborar que el error encontrado en la evaluación

numérica y analítica corresponden a una situación similar a las reales, replicada en laboratorio. Además, las propiedades mecánicas del PLGA no se evaluaron conforme a la norma ASTM D638-14 ya que las dimensiones de las probetas requeridas exceden las capacidades de la máquina de prototipado rápido 3D disponible, por lo que un estudio de la influencia del proceso de obtención de piezas por deposición de material fundido con impresoras 3D, fundición en moldes y maquinado por arranque de viruta, en las propiedades mecánicas nos permitirá mejorar la RNA respecto a lo esperado del implante en condiciones de servicio. A pesar de las limitaciones de material y equipo, se obtuvo una probeta con las dimensiones requeridas en la norma ASTM E 8M-04 a la que se aplicó una prueba de tensión que sirvió de referencia. En el diagrama Esfuerzo-Desplazamiento se puede observar que el material presenta un comportamiento dúctil moderado y, del conjunto de datos registrados, se obtiene un valor de módulo elástico de aproximadamente 1.69 GPA, que es 15.38% menor respecto al consultado en la literatura. Esta diferencia entre los valores del módulo elástico es importante, sin embargo, son lo suficientemente cercanos como para tomar el valor de 2GPa de la literatura como adecuado, considerando que las condiciones del ensayo no permiten caracterizar de forma adecuada el material. En este sentido, una caracterización adecuada del material es un trabajo futuro que permitirá mejorar los resultados de este trabajo.

Por otro lado, la evaluación de las propiedades mecánicas del hueso en la zona de interés es otro proyecto que puede derivarse de este trabajo, toda vez que en la literatura se encontró una discrepancia en la definición de estos valores. Una ecuación que nos permita relacionar el módulo de elasticidad y la densidad del hueso, de acuerdo a ciertos parámetros de fácil medición tales como peso, altura, edad, entre otros, resultaría de gran utilidad para definir una RNA que incluya estas variaciones, que pueden llegar a ser importantes en casos de personas con osteoporosis, por ejemplo.

Por otro lado, un estudio para evaluar el método apropiado de fabricación para personalizar los implantes forma rápida y económica, es un área de oportunidad que

puede explorarse en conjunto con este trabajo ya que, al tener una RNI que define los parámetros geométricos del mini tornillo para un paciente en particular, se puede generar un modelo CAD que se procese en, por ejemplo, un equipo de impresión 3D que cumpla las características necesarias para obtener un mini tornillo con las tolerancias requeridas para su instalación.

# Bibliografía

- Abiodun, O. I., Jantan, A., Omolara, A. E., Dada, K. V., Mohamed, N. A. E., & Arshad, H. (2018). State-of-the-art in artificial neural network applications: A survey. *Heliyon*, 4(11), e00938. <https://doi.org/10.1016/j.heliyon.2018.e00938>
- Ahmad, M. F., Isa, N. A. M., Lim, W. H., & Ang, K. M. (2021). Differential evolution: A recent review based on state-of-the-art works. *Alexandria Engineering Journal*. <https://doi.org/10.1016/j.aej.2021.09.013>
- Ajbar, W., Parrales, A., Cruz-Jacobo, U., Conde-Gutiérrez, R. A., Bassam, A., Jaramillo, O. A., & Hernández, J. A. (2021). The multivariable inverse artificial neural network combined with GA and PSO to improve the performance of solar parabolic trough collector. *Applied Thermal Engineering*, 189(August 2020). <https://doi.org/10.1016/j.applthermaleng.2021.116651>
- Al-Dabbagh, R. D., Neri, F., Idris, N., & Baba, M. S. (2018). Algorithmic design issues in adaptive differential evolution schemes: Review and taxonomy. *Swarm and Evolutionary Computation*, 43, 284–311. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.swevo.2018.03.008>
- Ambrose, C. G., & Clanton, T. O. (2004). Bioabsorbable implants: Review of clinical experience in orthopedic surgery. *Annals of Biomedical Engineering*, 32(1), 171–177. <https://doi.org/10.1023/B:ABME.0000007802.59936.fc>
- ANSYS Inc. (2017). 17.11.2. *Elastic Strain*. ANSYS Help Viewer.
- Ashjaee, N., Hosseinitabatabaei, S., & Tahani, M. (2015). Design optimization of an orthopedic screw based on stress stimulus using Taguchi method and finite element analysis. *2nd National Conference in Applied Researches in Electrical, Mechanical, and Mechatronics Engineering*, (February).
- ASTM International. (2017a). Standard Specification and Test Methods for Absorbable Plates and Screws for Internal Fixation. In *ASTM F2502-17*. <https://doi.org/10.1520/F2502-11.2>
- ASTM International. (2017b). Standard specification and test methods for metallic medical bone screws. In *ASTM F543-17*. Philadelphia.
- Avery, L. L., Susarla, S. M., & Novelline, R. A. (2011). Multidetector and three-dimensional CT evaluation of the patient with maxillofacial injury. *Radiologic Clinics of North America*, 49(1), 183–203. <https://doi.org/10.1016/j.rcl.2010.07.014>
- Aydin, E., & Hasirci, V. (2010). Biodegradable Hard Tissue Implants. *Journal of Siberian*

- Federal University*, 1(2010 3), 3–17.
- Baltodano, A. (2016). *Cirugía reconstructiva*. (620), 731–737.
- Baran, E. H., & Yildirim Erbil, H. (2019). Surface modification of 3d printed pla objects by fused deposition modeling: A review. *Colloids and Interfaces*, 3(2). <https://doi.org/10.3390/colloids3020043>
- Baruah, D., Baruah, D. C., & Hazarika, M. K. (2017). Artificial neural network based modeling of biomass gasification in fixed bed downdraft gasifiers. *Biomass and Bioenergy*, 98, 264–271. <https://doi.org/10.1016/j.biombioe.2017.01.029>
- Beale, M. H., Hagan, M. T., & Demuth, H. B. (2010). Neural network toolbox. *User's Guide, MathWorks*, 2, 77–81. Citeseer.
- Bell, R. B., & Kindsfater, C. S. (2006). The use of biodegradable plates and screws to stabilize facial fractures. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 64(1), 31–39. <https://doi.org/10.1016/j.joms.2005.09.010>
- Bianco, R.-J., Arnoux, P.-J., Wagnac, E., Mac-Thiong, J.-M., & Aubin, C.-É. (2014). Minimizing Pedicle Screw Pullout Risks: A Detailed Biomechanical Analysis of Screw Design and Placement. In *Journal of spinal disorders & techniques* (Vol. 4). <https://doi.org/10.1097/BSD.0000000000000151>
- Bianco, R.-J., Arnoux, P.-J., Wagnac, E., Mac-Thiong, J.-M., & Aubin, C.-É. (2017). A Detailed Biomechanical Analysis of Screw Design and Placement. *Clinical Spine Surgery*, 30(3), E226–E232.
- Bickford, J. H. (1995). *Introduction to the design and behavior of bolted joints: non-gasketed joints*. CRC press.
- Bilal, Pant, M., Zaheer, H., Garcia-Hernandez, L., & Abraham, A. (2020). Differential Evolution: A review of more than two decades of research. *Engineering Applications of Artificial Intelligence*, 90(January), 103479. <https://doi.org/10.1016/j.engappai.2020.103479>
- Biswas, J. K., Dey, S., Karmakar, S. K., Roychowdhury, A., & Datta, S. (2020). Design of Patient Specific Spinal Implant (Pedicle Screw Fixation) using FE Analysis and Soft Computing Techniques. *Current Medical Imaging Reviews*, 16(4).
- Bonakdari, H., Khozani, Z. S., Zaji, A. H., & Asadpour, N. (2018). Evaluating the apparent shear stress in prismatic compound channels using the Genetic Algorithm based on Multi-Layer Perceptron: A comparative study. *Applied Mathematics and Computation*, 338, 400–411. <https://doi.org/10.1016/j.amc.2018.06.016>
- Budynas, R. G. (2019). *Diseño en ingeniería mecánica de Shigley*. España: McGraw-Hill.
- Burlini, D., Conti, G., Amadori, F., Bardellini, E., & De Giuli, C. (2015). Management of

- paediatric maxillofacial fractures: Conventional methods and resorbable materials. *European Journal of Paediatric Dentistry*, 16(1), 24–28.
- Burns, B., Fields, J. M., Farinas, A., Pollins, A., Perdikis, G., & Thayer, W. (2020). Comparing maximal forces in resorbable poly-L-lactic acid and titanium plates for mandibular fracture fixation. *Heliyon*, 6(4), e03705. <https://doi.org/10.1016/j.heliyon.2020.e03705>
- Castillo, S. M. (2004). Controversias en Cirugía Oral y Maxilofacial: Parte I Osteosíntesis maxilofacial con titanio Maxillofacial osteosynthesis with titanium. *Revista Española Cirug Oral y Maxilofacial*, 26, 351–368.
- Çehreli, M., Şahin, S., & Akça, K. (2004). Role of mechanical environment and implant design on bone tissue differentiation: Current knowledge and future contexts. *Journal of Dentistry*, 32(2), 123–132. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2003.09.003>
- Cervantes-Bobadilla, M., García-Morales, J., Escobar-Jiménez, R. F., Hernández-Pérez, J. A., Gómez-Aguilar, J. F., & Olivares-Peregrino, V. H. (2020). Experimental implementation of a new control approach using an inverse neural network to on-demand hydrogen production. *Control Engineering Practice*, 105(September), 104631. <https://doi.org/10.1016/j.conengprac.2020.104631>
- Chatzigianni, A., Keilig, L., Reimann, S., Eliades, T., & Bourauel, C. (2011). Effect of mini-implant length and diameter on primary stability under loading with two force levels. *European Journal of Orthodontics*, 33(4), 381–387. <https://doi.org/10.1093/ejo/cjq088>
- Chen, X., & Liu, Y. (2015). *Finite element modeling and simulation with Ansys Workbench*. Boca Raton: CRC Press.
- Choi, J. P., Baek, S. H., & Choi, J. Y. (2010). Evaluation of Stress Distribution in Resorbable Screw Fixation System: Three-Dimensional Finite Element Analysis of Mandibular Setback Surgery With Bilateral Sagittal Split Ramus Osteotomy. *Journal of Craniofacial Surgery*, 21(4), 1104–1109. <https://doi.org/Doi 10.1097/Scs.0b013e3181e1b449>
- Choudary, R. B. (2009). *Introduction to Ansys 10.0*. Nueva Delhi: I. K. International Pvt Ltd.
- Conti, G., Amadori, F., & Civili, S. (2015). *Management of paediatric maxillofacial fractures: Conventional methods and resorbable materials*. (August 2016).
- Cox, T., Kohn, M. W., & Impelluso, T. (2003). Computerized analysis of resorbable polymer plates and screws for the rigid fixation of mandibular angle fractures. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 61(4), 481–487. <https://doi.org/10.1053/joms.2003.50094>
- D. Meaike, J., & H. Hollier, L. (2015). Updates in Facial Fracture Management. *Journal of Trauma & Treatment*, 04(04). <https://doi.org/10.4172/2167-1222.1000274>
- Dolianin, C. B., Nikoli, V. B., & Dolianin, D. C. (2010). Application of Finite Difference Method

- to Study of the Phenomenon in the Theory of Thin Plate. *Application of Finite Difference Method to Study of the Phenomenon in the Theory of Thin Plate*, 2(1), 29–43.
- Durakovic, B. (2017). Design of experiments application, concepts, examples: State of the art. *Periodicals of Engineering and Natural Sciences*, 5(3), 421–439. <https://doi.org/10.21533/pen.v5i3.145>
- Eglin, D., & Alini, M. (2008). Degradable polymeric materials for osteosynthesis: Tutorial. *European Cells and Materials*, 16, 80–91. <https://doi.org/10.22203/eCM.v016a09>
- Elias, C. N., Rocha, F. A., Nascimento, A. L., & Coelho, P. G. (2012). Influence of implant shape, surface morphology, surgical technique and bone quality on the primary stability of dental implants. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 16(1), 169–180. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2012.10.010>
- Ellis, E. (1996). Treatment methods for fractures of the mandibular angle. *The Journal of Cranio-Maxillofacial Trauma*, 2(1), 28–36. [https://doi.org/10.1016/S0901-5027\(99\)80152-0](https://doi.org/10.1016/S0901-5027(99)80152-0)
- Elsawy, M. A., Kim, K. H., Park, J. W., & Deep, A. (2017). Hydrolytic degradation of polylactic acid (PLA) and its composites. *Renewable and Sustainable Energy Reviews*, 79(May), 1346–1352. <https://doi.org/10.1016/j.rser.2017.05.143>
- Elsheikh, A. H., Sharshir, S. W., Abd Elaziz, M., Kabeel, A. E., Guilan, W., & Haiou, Z. (2019). Modeling of solar energy systems using artificial neural network: A comprehensive review. *Solar Energy*, 180(October 2018), 622–639. <https://doi.org/10.1016/j.solener.2019.01.037>
- Ettinger, M., Schumacher, D., Calliess, T., Dratzidis, A., Ezechieli, M., Hurschler, C., & Becher, C. (2014). The biomechanics of biodegradable versus titanium interference screw fixation for anterior cruciate ligament augmentation and reconstruction. *International Orthopaedics*, 38(12), 2499–2503. <https://doi.org/10.1007/s00264-014-2483-y>
- Flores, J. G., Urquiza, G., & Hernández, J. A. (2010). Inverse neural network to optimal performance of the hydraulic turbine runner blades. *International Journal of Advancements in Computing Technology*, 2(4), 47–56. <https://doi.org/10.4156/ijact.vol2.issue4.5>
- Gaball, C., Lovald, S., Baack, B., & Olson, G. (2015). Minimally invasive bioabsorbable bone plates for rigid internal fixation of mandible fractures. *Archives of Facial Plastic Surgery: Official Publication for the American Academy of Facial Plastic and Reconstructive Surgery, Inc. and the International Federation of Facial Plastic Surgery Societies*, 13(4), 31–35. <https://doi.org/10.1001/archfacial.2010.109>

- García M, C., & Ortega T, D. (2005). Elementos De Osteosíntesis De Uso Habitual En Fracturas Del Esqueleto Apendicular: Evaluación Radiológica. *Revista Chilena de Radiología*, 11(2), 58–70. <https://doi.org/10.4067/S0717-93082005000200005>
- Garson, D. G. (1991). Interpreting neural network connection weights. *AI Experts*.
- Gefen, A. (2002). *Optimizing the biomechanical compatibility of orthopedic screws for bone fracture fixation*. 24, 337–347.
- Gefen, Amit. (2002). Computational simulations of stress shielding and bone resorption around existing and computer-designed orthopaedic screws. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 40(3), 311–322. <https://doi.org/10.1007/BF02344213>
- Gentile, P., Chiono, V., Carmagnola, I., & Hatton, P. V. (2014). An overview of poly(lactic-co-glycolic) Acid (PLGA)-based biomaterials for bone tissue engineering. *International Journal of Molecular Sciences*, 15(3), 3640–3659. <https://doi.org/10.3390/ijms15033640>
- Ghiasi, M. S., Chen, J., Vaziri, A., Rodriguez, E. K., & Nazarian, A. (2017). Bone fracture healing in mechanobiological modeling: A review of principles and methods. *Bone Reports*, 6, 87–100. <https://doi.org/10.1016/j.bonr.2017.03.002>
- Ghorashi, S. M., Keshavarzi, M. M., Damercheli, S., & Parhiz, A. (2019). The comparison of three different fixation methods on bilateral sagittal split ramus osteotomy mandibular on a 3D of fully modelled mandible by the finite element method. *Journal of CranioMaxillofacial Research*, 6(3), 113–121.
- Ghritlahre, H. K., & Prasad, R. K. (2018). Application of ANN technique to predict the performance of solar collector systems - A review. *Renewable and Sustainable Energy Reviews*, 84(September 2017), 75–88. <https://doi.org/10.1016/j.rser.2018.01.001>
- Gómez-Castellano, S. L., Villarreal-Gómez, L. J., Ng, T., Vera-graziano, R., Iglesias, A. L., & Serena-Gómez, E. (2015). *Caracterización química de tornillos de PLGA para fijación de fracturas óseas*. (October). <https://doi.org/10.1016/011313082200-02>
- Grün, N. G., Holweg, P. L., Donohue, N., Klestil, T., & Weinberg, A.-M. (2018). Resorbable implants in pediatric fracture treatment. *Innovative Surgical Sciences*, 3(2), 119–125. <https://doi.org/10.1515/iss-2018-0006>
- Gruszka, D., Herr, R., Hely, H., Hofmann, P., & Klitscher, D. (2016). *Impact of Different Screw Designs on Durability of Fracture Fixation : In Vitro Study with Cyclic Loading of Scaphoid Bones*. 1–11. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0145949>
- Gupta, B., Revagade, N., & Hilborn, J. (2007). Poly(lactic acid) fiber: An overview. *Progress in Polymer Science (Oxford)*, 32(4), 455–482. <https://doi.org/10.1016/j.progpolymsci.2007.01.005>

- Gutiérrez Pulido, H., & De la Vara Salazar, R. (2012). *Análisis y diseño de experimentos* (3ra ed.). México: McGraw-Hill.
- Haase, K., & Rouhi, G. (2013). Prediction of stress shielding around an orthopedic screw : Using stress and strain energy density as mechanical stimuli. *Computers in Biology and Medicine*, 43(11), 1748–1757. <https://doi.org/10.1016/j.compbiomed.2013.07.032>
- Hagan, M. T., Demuth, H. B., Beale, M. H., & De Jesus, O. (2014). *Neural network design* (2da ed.). Oklahoma: Martin Hagan.
- Hamzaoui, Y. El, Hernández, J. A., Silva-Martínez, S., Bassam, A., Álvarez, A., & Lizama-Bahena, C. (2011). Optimal performance of COD removal during aqueous treatment of alazine and gesaprim commercial herbicides by direct and inverse neural network. *Desalination*, 277(1–3), 325–337. <https://doi.org/10.1016/j.desal.2011.04.060>
- Hernández, J. A. (2009). Optimum operating conditions for heat and mass transfer in foodstuffs drying by means of neural network inverse. *Food Control*, 20(4), 435–438. <https://doi.org/10.1016/j.foodcont.2008.07.005>
- Hernandez, L., Baladrón, C., Aguiar, J. M., Carro, B., Sanchez-Esguevillas, A. J., Lloret, J., & Massana, J. (2014). A survey on electric power demand forecasting: Future trends in smart grids, microgrids and smart buildings. *IEEE Communications Surveys and Tutorials*, 16(3), 1460–1495. <https://doi.org/10.1109/SURV.2014.032014.00094>
- Hernández Sampieri, R., Fernández Collado, C., & Baptista Lucio, M. del P. (2014). *Metodología de la investigación* (6a ed.). México: McGraw-Hill.
- Jörn, D., Kohorst, P., Besdo, S., Rücker, M., Stiesch, M., & Borchers, L. (2014). Influence of lubricant on screw preload and stresses in a finite element model for a dental implant. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 112(2), 340–348. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2013.10.016>
- Jun, D. S., Kou, H., Kim, Y. C., Jun, C., & Lee, S. C. (2011). *Evaluation of a Cloverleaf Screw Head to Minimize the Slippage of Medical Screws*. 12(4), 703–709. <https://doi.org/10.1007/s12541-011-0091-y>
- Kanno, T., Sukegawa, S., Furuki, Y., Nariai, Y., & Sekine, J. (2018). Overview of innovative advances in bioresorbable plate systems for oral and maxillofacial surgery. *Japanese Dental Science Review*, 54(3), 127–138. <https://doi.org/10.1016/j.jdsr.2018.03.003>
- Karpiński, R., Jaworski, Ł., & Czubacka, P. (2017). The structural and mechanical properties of the bone. *Journal of Technology and Exploitation in Mechanical Engineering*, 3(1), 43–50. <https://doi.org/10.35784/jteme.538>
- Kazuhisa, B., Tadahiko, I., & Ken-Ichiro, M. (1997). A Bioabsorbable poly-L-lactide (PLLA)

- Miniplate and Screw System for Osteosynthesis in Oral and Maxillofacial Surgery. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, (November). [https://doi.org/10.1016/S0278-2391\(97\)90065-3](https://doi.org/10.1016/S0278-2391(97)90065-3)
- Kharmanda, G., & Kharm, M.-Y. (2017). Evaluating the Effect of Minimizing Screws on Stabilization of Symphysis Mandibular Fracture by 3D Finite Element Analysis. *Journal of Maxillofacial and Oral Surgery*, 16(2), 205–211. <https://doi.org/10.1007/s12663-016-0903-9>
- Kim, J., Kim, N., Hong, C., & Oh, C. (2011). Design Optimization of a Xenogeneic Bone Plate and Screws Using the Taguchi and Finite Element Methods. *Journal of Precision Engineering and Manufacturing*, 12(6), 1119–1124. <https://doi.org/10.1007/s12541-011-0149-x>
- Klein, J. G., & Voglewede, P. A. (2018, August 26). *Stiffness Control of an Active Transtibial Prosthesis*. <https://doi.org/10.1115/DETC2018-85455>
- Kong, Y. S., Abdullah, S., Schramm, D., Omar, M. Z., & Haris, S. M. (2019). Optimization of spring fatigue life prediction model for vehicle ride using hybrid multi-layer perceptron artificial neural networks. *Mechanical Systems and Signal Processing*, 122, 597–621. <https://doi.org/10.1016/j.ymsp.2018.12.046>
- Koutromanos, I. (2018). *Fundamentals of Finite Element Analysis: Linear Finite Element Analysis* (1ra ed.). John Wiley & Sons.
- Krone, R., & Schuster, P. (2006). An Investigation on the Importance of Material Anisotropy in Finite-Element Modeling of the Human Femur. *SAE Technical Paper*. <https://doi.org/10.4271/2006-01-0064>.
- Lasprilla, A. J. R., Martinez, G. A. R., Lunelli, B. H., Jardini, A. L., & Filho, R. M. (2012). Polylactic acid synthesis for application in biomedical devices - A review. *Biotechnology Advances*, 30(1), 321–328. <https://doi.org/10.1016/j.biotechadv.2011.06.019>
- Lee, E. J., Huh, B. K., Kim, S. N., Lee, J. Y., Park, C. G., Mikos, A. G., & Choy, Y. Bin. (2017). Application of materials as medical devices with localized drug delivery capabilities for enhanced wound repair. *Progress in Materials Science*, 89, 392–410. <https://doi.org/10.1016/j.pmatsci.2017.06.003>
- Li, J., Qin, L., Yang, K., Ma, Z., Wang, Y., Cheng, L., & Zhao, D. (2020). Materials evolution of bone plates for internal fixation of bone fractures: A review. *Journal of Materials Science and Technology*, 36, 190–208. <https://doi.org/10.1016/j.jmst.2019.07.024>
- Li, J. W., Du, C. F., Yuchi, C. X., & Zhang, C. Q. (2019). Application of Biodegradable Materials in Orthopedics. *Journal of Medical and Biological Engineering*, 39(5), 633–645.

<https://doi.org/10.1007/s40846-019-00469-8>

- Licéaga-reyes, R., Barrientos-velázquez, M., & Banda-oyervides, R. E. (2013). *Material reabsorbible en el manejo de fracturas de órbita en paciente pediátrico*. 80(2), 125–128.
- Lim, H., Jung, C., Kim, S., Cho, J., Ryu, J., Kim, H., & Kim, H. (2014). *Comparison of resorbable plates and titanium plates for fixation stability of combined mandibular symphysis and angle fractures*. (December 2012), 285–290.
- Lim, H. Y., Jung, T. Y., & Park, S. J. (2017). Evaluation of postoperative complications according to treatment of third molars in mandibular angle fracture. *Journal of the Korean Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*, 43(1), 37–41. <https://doi.org/10.5125/jkaoms.2017.43.1.37>
- Lin, C. L., Yu, J. H., Liu, H. L., Lin, C. H., & Lin, Y. S. (2010). Evaluation of contributions of orthodontic mini-screw design factors based on FE analysis and the Taguchi method. *Journal of Biomechanics*, 43(11), 2174–2181. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.03.043>
- Liu, Yang, Zheng, Y., & Hayes, B. (2017). Degradable, absorbable or resorbable—what is the best grammatical modifier for an implant that is eventually absorbed by the body? *Science China Materials*, 60(5), 377–391. <https://doi.org/10.1007/s40843-017-9023-9>
- Liu, Yun, Fan, Y., Jiang, X., & Baur, D. A. (2017). A customized fixation plate with novel structure designed by topological optimization for mandibular angle fracture based on finite element analysis. *BioMedical Engineering OnLine*, 1–17. <https://doi.org/10.1186/s12938-017-0422-z>
- López, R. F., & Fernandez, J. M. F. (2008). *Las redes neuronales artificiales*. Netbiblio.
- Mehta, H., Santos, E., Ledonio, C., Sembrano, J., Ellingson, A., Pare, P., ... Nuckley, D. J. (2012). Biomechanical analysis of pedicle screw thread differential design in an osteoporotic cadaver model. *Clinical Biomechanics*, 27(3), 234–240. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2011.10.004>
- Memari, Y., Fattahi, P., Fattahi, A., Eskandarion, S., & Rakhshan, V. (2020). Finite element analysis of stress distribution around short and long implants in mandibular overdenture treatment. *Dental Research Journal*, 17(1), 25–33. Retrieved from <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/32055290>
- Montaño, J. J. (2002). *Redes Neuronales Artificiales aplicadas al Análisis de Datos*. UNIVERSITAT DE LES ILLES BALEARS.
- Montgomery, D. (2005). Diseño factorial 2k. In *Diseño y análisis de experimentos* (pp. 218–245). Grupo editorial Iberoamericana.

- Moore, H. (2007). Acerca de MATLAB. In *MATLAB para ingenieros* (pp. 1–5). México: Pearson Education.
- Mukerji, R., Mukerji, G., & McGurk, M. (2006). Mandibular fractures: Historical perspective. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, *44*(3), 222–228. <https://doi.org/10.1016/j.bjoms.2005.06.023>
- Murariu, M., & Dubois, P. (2016). PLA composites: From production to properties. *Advanced Drug Delivery Reviews*, *107*, 17–46. <https://doi.org/10.1016/j.addr.2016.04.003>
- Nalbantgil, D., Tozlu, M., Ozdemir, F., Oztoprak, M. O., & Arun, T. (2012). FEM analysis of a new miniplate: Stress distribution on the plate, screws and the bone. *European Journal of Dentistry*, *6*(1), 9–15. <https://doi.org/10.1055/s-0039-1698925>
- Netto, H. D., Olate, S., Rodriguez-chessa, J., & Kluppel, L. (2013). Selección de osteosíntesis en la reconstrucción maxilar con injerto óseo de cresta iliaca. *10*(2), 161–165.
- Oh, J. H., Kim, Y. S., Lim, J. Y., & Choi, B. H. (2020). Stress distribution on the prosthetic screws in the all-on-4 concept: A three-dimensional finite element analysis. *Journal of Oral Implantology*, *46*(1), 3–12. <https://doi.org/10.1563/aaid-joi-D-19-00090>
- On, S. W., Cho, S. W., Byun, S. H., & Yang, B. E. (2020). Bioabsorbable osteofixation materials for maxillofacial bone surgery: A review on polymers and magnesium-based materials. *Biomedicines*, *8*(9), 1–19. <https://doi.org/10.3390/biomedicines8090300>
- Paz, L. R., & Bustamante, G. (2013). Fracturas desplazadas. *Revista de Actualización Clínica*. [https://doi.org/10.1016/S1696-2818\(07\)74162-8](https://doi.org/10.1016/S1696-2818(07)74162-8)
- Pena, F., Grontvedt, T., Brown, G. A., Aune, A. K., & Engebretsen, L. (1996). Comparison of failure strength between metallic and absorbable interference screws. Influence of insertion torque, tunnel-bone block gap, bone mineral density, and interference. *Am J Sports Med*, *24*(3), 329–334. <https://doi.org/10.1177/036354659602400314>
- Pereira, Helder, Correlo, V. M., Silva-Correia, J., Oliveira, J. M., Reis CEng, R. L., & Espregueira-Mendes, J. (2013). Migration of “bioabsorbable” screws in ACL repair. How much do we know? A systematic review. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, *21*(4), 986–994. <https://doi.org/10.1007/s00167-013-2414-2>
- Pereira, Hélder, Correlo, V., Silva-Correia, J., Oliveira, J. M., Reis, R. L., & Espregueira-Mendes, J. (2016). *Knee Surgery Complications Related to Biomaterials*. <https://doi.org/http://hdl.handle.net/1822/43908>
- Pimenov, D. Y., Bustillo, A., & Mikolajczyk, T. (2018). Artificial intelligence for automatic prediction of required surface roughness by monitoring wear on face mill teeth. *Journal of Intelligent Manufacturing*, *29*(5), 1045–1061. <https://doi.org/10.1007/s10845-017->

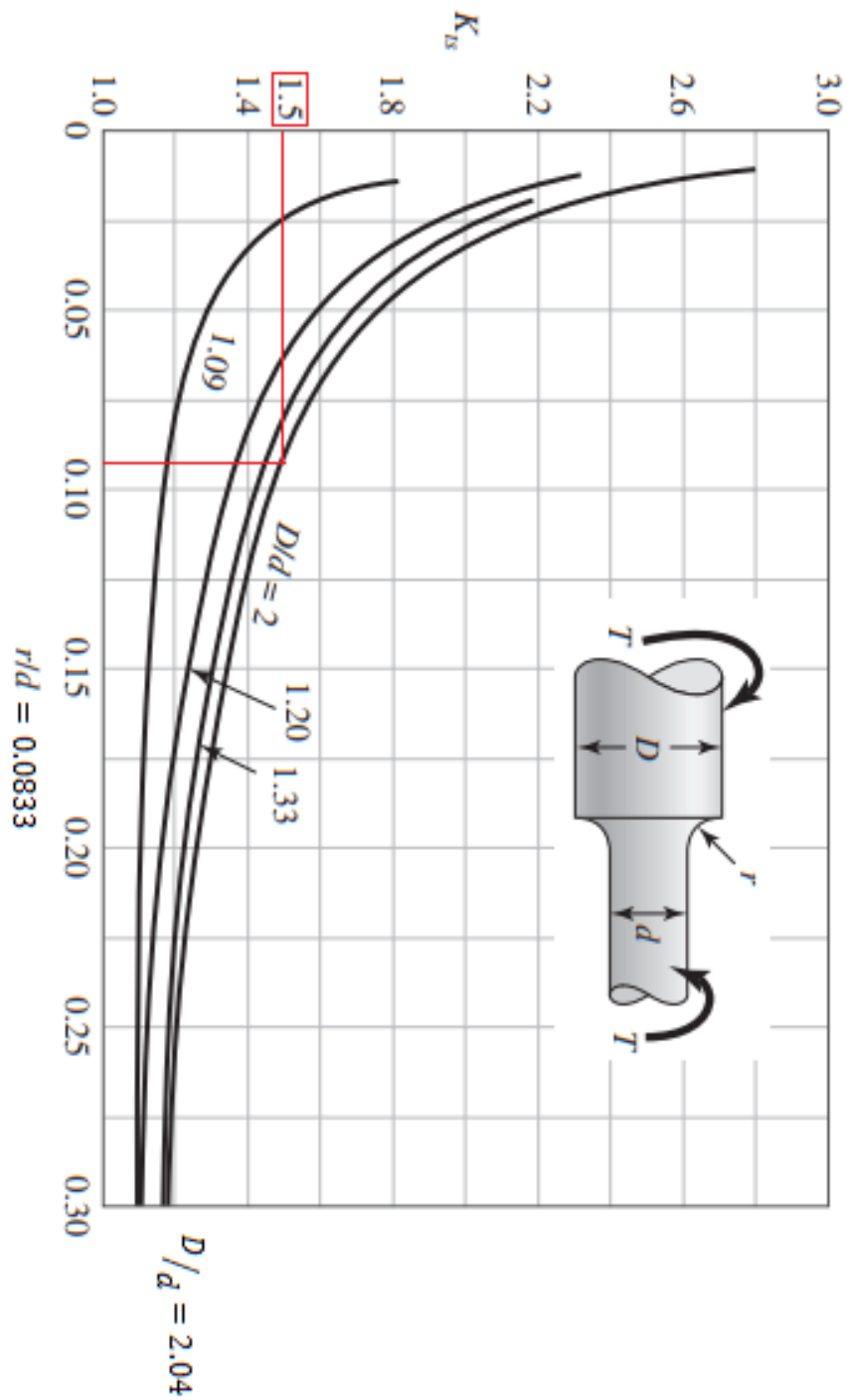
- Pina, S., & Ferreira, J. M. F. (2012). Bioresorbable Plates and Screws for Clinical Applications: A Review. *Journal of Healthcare Engineering*, 3(2), 243–260. <https://doi.org/10.1260/2040-2295.3.2.243>
- Pivonka, P., & Dunstan, C. R. (2012). Role of mathematical modeling in bone fracture healing. *BoneKEy Reports*, 1(November), 1–10. <https://doi.org/10.1038/bonekey.2012.221>
- Poircuite, J. M., Popkov, P., Huber, D. H., Polirsztok, E., Lascombes, P., & Journeau, P. (2015). Resorbable osteosynthetic devices in pediatric traumatology: a prospective series of 24 cases. *European Journal of Orthopaedic Surgery and Traumatology*, 25(6), 997–1004. <https://doi.org/10.1007/s00590-015-1656-8>
- Rahman, M. M., & Bala, B. K. (2010). Modelling of jute production using artificial neural networks. *Biosystems Engineering*, 105(3), 350–356. <https://doi.org/10.1016/j.biosystemseng.2009.12.005>
- Ramot, Y., Zada, M. H., Domb, A. J., & Nyska, A. (2015). Biocompatibility and safety of PLA and its copolymers. *Advanced Drug Delivery Reviews*, 107, 153–162. <https://doi.org/10.1016/j.addr.2016.03.012>
- Rho, J. Y., Kuhn-Spearing, L., & Zioupos, P. (1998). Mechanical properties and the hierarchical structure of bone. *Medical Engineering and Physics*, 20(2), 92–102. [https://doi.org/10.1016/S1350-4533\(98\)00007-1](https://doi.org/10.1016/S1350-4533(98)00007-1)
- Riviş, M., Roi, C., Roi, A., Nica, D., Valeanu, A., & Rusu, L. C. (2020). The implications of titanium alloys applied in maxillofacial osteosynthesis. *Applied Sciences (Switzerland)*, 10(9), 1–17. <https://doi.org/10.3390/app10093203>
- Rodríguez Vidal, C., & López Maroño, J. (2015). *Diseño mecánico con SolidWorks 2015* (Ra-Ma). Madrid: Ra-Ma.
- Rony, L., Lancigu, R., & Hubert, L. (2018). Intraosseous metal implants in orthopedics: A review. *Morphologie*, 102(339), 231–242. <https://doi.org/10.1016/j.morpho.2018.09.003>
- Roy, S., Dey, S., Khutia, N., Roy Chowdhury, A., & Datta, S. (2018). Design of patient specific dental implant using FE analysis and computational intelligence techniques. *Applied Soft Computing*, 65, 272–279. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.asoc.2018.01.025>
- Samavedi, S., Whittington, A. R., & Goldstein, A. S. (2013). Calcium phosphate ceramics in bone tissue engineering: A review of properties and their influence on cell behavior. *Acta Biomaterialia*, 9(9), 8037–8045. <https://doi.org/10.1016/j.actbio.2013.06.014>
- Sauerbier, S., Schön, R., Otten, J. E., Schmelzeisen, R., & Gutwald, R. (2008). The development of plate osteosynthesis for the treatment of fractures of the mandibular body

- A literature review. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 36(5), 251–259. <https://doi.org/10.1016/j.jcms.2007.08.011>
- Sharma, A., Patidar, D. C., Gandhi, G., Soodan, K. S., & Patidar, D. (2019). Mandibular Fracture in Children: A New Approach for Management and review of Literature. *International Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 12(4), 356–359. <https://doi.org/10.5005/jp-journals-10005-1643>
- Sheng, W., Ji, A., Fang, R., He, G., & Chen, C. (2019). Finite Element-and Design of Experiment-Derived Optimization of Screw Configurations and a Locking Plate for Internal Fixation System. *Computational and Mathematical Methods in Medicine*, 2019. <https://doi.org/10.1155/2019/5636528>
- Singh, V., Sharma, B., & Bhagol, A. (2011). Evaluating the applicability of a biodegradable osteosynthesis plating system in the management of zygomatico-maxillary complex fractures. *Otolaryngology - Head and Neck Surgery*, 145(6), 924–929. <https://doi.org/10.1177/0194599811421750>
- Smith, J. S., Wu, B., & Wilamowski, B. M. (2019). Neural Network Training with Levenberg-Marquardt and Adaptable Weight Compression. *IEEE Transactions on Neural Networks and Learning Systems*, 30(2), 580–587. <https://doi.org/10.1109/TNNLS.2018.2846775>
- Solis, M. J. R., Ramírez, J. O. D., Salazar, J. M., Ochoa, J. A. R., & Roa, A. G. (2021). Optimization of running blade prosthetics utilizing crow search algorithm assisted by artificial neural networks. *Strojnicki Vestnik/Journal of Mechanical Engineering*, 67(3), 88–100. <https://doi.org/10.5545/sv-jme.2020.6990>
- Son, S., Motoyoshi, M., Uchida, Y., & Shimizu, N. (2014). Comparative study of the primary stability of self-drilling and self-tapping orthodontic miniscrews. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 145(4), 480–485. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2013.12.020>
- Storn, R., & Price, K. (1996). Minimizing the real functions of the ICEC'96 contest by differential evolution. *Proceedings of IEEE International Conference on Evolutionary Computation*, 842–844. <https://doi.org/10.1109/ICEC.1996.542711>
- Taljanovic, M. S., Jones, M. D., Ruth, J. T., Benjamin, J. B., Sheppard, J. E., & Hunter, T. B. (2003). Fracture fixation. *Radiographics*, 23(6), 1569–1590. <https://doi.org/10.1148/rg.236035159>
- Tan, L., Yu, X., Wan, P., & Yang, K. (2013). Biodegradable Materials for Bone Repairs: A Review. *Journal of Materials Science & Technology*, 503–513. <https://doi.org/10.1016/j.jmst.2013.03.002>

- Tappa, K., Jammalamadaka, U., Weisman, J. A., Ballard, D. H., Wolford, D. D., Pascual-Garrido, C., ... Mills, D. K. (2019). 3D printing custom bioactive and absorbable surgical screws, pins, and bone plates for localized drug delivery. *Journal of Functional Biomaterials*, *10*(2). <https://doi.org/10.3390/jfb10020017>
- Tayfur, G. (2017). Modern Optimization Methods in Water Resources Planning, Engineering and Management. *Water Resources Management*, *31*(10), 3205–3233. <https://doi.org/10.1007/s11269-017-1694-6>
- Tian, L., Tang, N., Ngai, T., Wu, C., Ruan, Y., Huang, L., & Qin, L. (2019). Hybrid fracture fixation systems developed for orthopaedic applications: A general review. *Journal of Orthopaedic Translation*, *16*, 1–13. <https://doi.org/10.1016/j.jot.2018.06.006>
- Tomich, G., Baigorria, P., Orlando, N., Méjico, M., Costamagna, C., & Villavicencio, R. (2011). Frecuencia y tipo de fracturas en traumatismos maxilofaciales: Evaluación con Tomografía Multislice con reconstrucciones multiplanares y tridimensionales. *Rev. Argent. Radiol*, *75*(4), 305–317. Retrieved from es
- Tutum, C. C. (2010). Optimization of thermo-mechanical conditions in friction stir welding.
- Van Bakelen, N. B., Buijs, G. J., Jansma, J., De Visscher, J. G. A. M., Hoppenreijns, T. J. M., Bergsma, J. E., ... Bos, R. R. M. (2014). Decision-making considerations in application of biodegradable fixation systems in maxillofacial surgery - A retrospective cohort study. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, *42*(5), 417–422. <https://doi.org/10.1016/j.jcms.2013.05.032>
- Verma, S. P., Andaverde, J., & Santoyo, E. (2006). Application of the error propagation theory in estimates of static formation temperatures in geothermal and petroleum boreholes. *Energy Conversion and Management*, *47*(20), 3659–3671. <https://doi.org/10.1016/j.enconman.2006.02.028>
- Waizy, H., Diekmann, J., Weizbauer, A., Reifenrath, J., Bartsch, I., Neubert, V., ... Windhagen, H. (2014). In vivo study of a biodegradable orthopedic screw (MgYREZr-alloy) in a rabbit model for up to 12 months. *Journal of Biomaterials Applications*, *28*(5), 667–675. <https://doi.org/10.1177/0885328212472215>
- Winkler, S., Ring, K., Ring, J. D., & Boberick, K. G. (2003). Implant screw mechanics and settling effect: An overview. *Journal of Oral Implantology*, *XXIX*, 242–245.
- Witte, F. (2015). Reprint of: The history of biodegradable magnesium implants: A review. *Acta Biomaterialia*, *23*(S), S28–S40. <https://doi.org/10.1016/j.actbio.2015.07.017>
- Wu, C. M., Chen, Y. A., Liao, H. T., Chen, C. hao, Pan, C. H., & Chen, C. T. (2018). Surgical treatment of isolated zygomatic fracture: Outcome comparison between titanium plate

- and bioabsorbable plate. *Asian Journal of Surgery*, 41(4), 370–376.  
<https://doi.org/10.1016/j.asjsur.2017.03.003>
- XYZ Printing Inc. (2021). XYZ Printing. Retrieved November 8, 2021, from da Vinci 1.0 Pro website: <https://www.xyzprinting.com/es-MX/product/da-vinci-pro>
- Yang, L., Xu, M., Jin, X., Xu, J., Lu, J., Zhang, C., ... Teng, L. (2013). Complications of Absorbable Fixation in Maxillofacial Surgery: A Meta-Analysis. *PLoS ONE*, 8(6), 1–10.  
<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0067449>
- Young-Youn, S., Jung-Yul, C., & Hwang, C.-J. (2007). *Mechanical Characteristics of Various Orthodontic Mini-screws in Relation to Artificial Cortical Bone Thickness*. 77(6).  
<https://doi.org/10.2319/090606-363>
- Yu, J., Lin, Y., & Chang, Y. (2012). *Mechanical Effects of Micro-thread Orthodontic Mini-screw Design on Artificial Cortical Bone*. 34(1), 49–55. <https://doi.org/10.5405/jmbe.1132>

# Anexo 1. Factor de concentración de esfuerzos en el cuello del mini tornillo



Fuente: Budynas (2019)

## Anexo 2. Esfuerzos principales con círculos de Mohr para mini tornillo

$\lambda_{xy} \text{ Max} = 40.050 \text{ MPa}$

