



**TECNOLÓGICO NACIONAL DE MÉXICO**  
en Celaya



**TECNOLÓGICO NACIONAL DE MÉXICO EN CELAYA**  
**DEPARTAMENTO DE INGENIERÍA INDUSTRIAL**

**“OPTIMIZACIÓN DE DISEÑOS 3D DE IMPLANTES  
DE CRÁNEO DE TITANIO APLICANDO GRADIENTE  
REDUCIDO GENERALIZADO, REDES NEURONALES  
Y EL MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS”**

**TESIS PROFESIONAL**  
**PARA OBTENER EL GRADO DE:**

**MAESTRA EN INGENIERÍA INDUSTRIAL**

**PRESENTA:**  
**ING. MARIANA ITZEL MARTÍNEZ VALENCIA**

**DIRECTOR DE TESIS:**  
**DR. JOSÉ ANTONIO VÁZQUEZ LÓPEZ**

**CO-DIRECTOR DE TESIS:**  
**DRA. CAROLINA HERNÁNDEZ NAVARRO**

**CELAYA, GTO., MÉXICO, SEPTIEMBRE, 2019**



"2019, Año del Caudillo del Sur, Emiliano Zapata"

**Asunto: Autorización de impresión de trabajo profesional.**

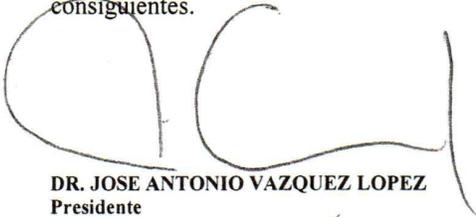
Celaya Gto., **13 SEPTIEMBRE 2019**

**M.C. MOISES TAPIA ESQUIVIAS**  
**JEFE DEL DEPARTAMENTO DE INGENIERIA INDUSTRIAL.**  
**Presente.**

De acuerdo a la convocatoria hecha por esta jefatura a fin de aprobar o no la impresión del trabajo profesional titulado:

**"Optimización de diseños 3D de implantes de cráneo de titanio aplicando gradiente reducido generalizado, redes neuronales y el método de elementos finitos"**

Presentado por el (a) pasante **C. ING. MARIANA ITZEL MARTINEZ VALENCIA (M1703079)** alumno (a) del programa de Maestría en Ingeniería Industrial que ofrece nuestro Instituto. Hacemos de su conocimiento que éste jurado ha tenido a bien aprobar la impresión de dicho trabajo para los efectos consiguientes.

  
**DR. JOSE ANTONIO VAZQUEZ LOPEZ**  
Presidente

**ATENTAMENTE**



  
**DR. ARMANDO JAVIER RIOS LIRA**  
Secretario

  
**DR. SALVADOR HERNANDEZ GONZALEZ**  
Vocal

SECRETARIA DE EDUCACION PUBLICA  
TECNOLÓGICO NACIONAL DE MEXICO  
INSTITUTO TECNOLÓGICO NACIONAL DE CELAYA  
COORDINACIÓN DE MAESTRIA DE INGENIERIA INDUSTRIAL  
**M.C MOISES TAPIA ESQUIVIAS**  
Vocal Suplente



Ccp. Escolares  
VFF\*MTE\*dmvp



## **Agradecimientos**

Agradezco al Instituto Tecnológico de Celaya, al Departamento de Ingeniería Industrial y a todos mis profesores. Agradezco a mi director de tesis, Dr. José Antonio Vázquez López, a la Dra. Carolina Hernández Navarro, al M.C. Manuel Darío Hernández, al M.C. Vicente Figueroa y al Dr. Juan Luis Hernández por su apoyo durante este gran reto.

Muchas gracias a MSP. Erick Aranda Aldeco, Subdirector General del Centro Médico Quirúrgico de Celaya y al Dr. Héctor Ahumada Mendoza, Jefe del Área de Diagnóstico del Centro Médico Quirúrgico de Celaya (CMQ) por su apoyo durante la realización del presente proyecto.

Esta tesis está dedicada principalmente a mi familia, la cual me ha brindado el apoyo en todos los sentidos. Todo el esfuerzo y dedicación puesta en este trabajo va dedicado a mis padres, mi hermano, a mis amigos y a los profesores que formaron parte de él.

Agradezco al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología por todo el apoyo brindado para la obtención del grado.

## Resumen

El objetivo de este estudio es el optimizar los diseños 3D de implantes de cráneo de titanio aplicando el método de búsqueda del gradiente reducido generalizado (GRG), redes neuronales y el método de elementos finitos (MEF). Se realizó la adquisición de imágenes médicas por tomografía computarizada (TC), proporcionadas por el hospital Centro Médico de Celaya (CMQ). Posteriormente realizó la conversión del conjunto de datos DICOM en modelos 3D utilizando el software InVesalius 3, obteniendo un total de 22 modelos de cráneo tridimensionales en formato STL, de los cuales, uno fue impreso por MA utilizando una impresora ANET A8 para el diseño de un estudio craneométrico. El estudio craneométrico consistió en la medición bidimensional de las distancias entre los puntos antropométricos Glabella, Vertex, Eurion y Opisthocranion para conseguir las dimensiones: longitud del cráneo (G-Op), ancho de cabeza (Eu-Eu), altura de la cabeza (V-G), longitud Eu-V-Eu y la longitud G-V-Op. Se midieron un total de 130 cráneos de adultos mexicanos (61 mujeres y 69 hombres) con edades entre 18 y 50 años. Se utilizó un antropómetro Rosscraft modelo Campbell® 10 RC-10, una cinta metálica marca Rosscraft y el antropómetro ErgoMeasure. Se calcularon los valores de media, desviación estándar, el valor mínimo, el máximo y percentiles (5, 25, 50, 75 y 99). A partir de los valores obtenidos en los percentiles, se diseñaron un total de 60 implantes de cráneo utilizando el software SolidWorks®, en formato Parasolid (\*.x\_t), variando el grosor del diseño (de 0.5 mm a 1 mm) y el porcentaje de huecos sobre el modelo CAD (3%-31%) en función del diámetro y separación de los orificios del diseño. Se encontró mediante regresión lineal simple un modelo matemático que relaciona las variables de diseño (Longitud del cráneo G-Op, espesor, diámetro y separación de los orificios) con el volumen final del implante obteniendo un  $R^2$  de 0.97. Los modelos geométricos fueron sometidos a simulación por MEF en el software ANSYS®, variando la fuerza de impacto (0 a 2000N) para obtener el máximo desplazamiento utilizando una aleación de titanio grado 5 ( $Ti_6Al_4V$ ) como material, condiciones de presión intracraneal normales (PIC=10 mm Hg) y doce puntos de fijación. Se elaboró una red neuronal MLP de avance de dos capas que relaciona las propiedades antropométricas y las variables de diseño obteniendo un error cuadrático medio de 0.975, con la finalidad de predecir el máximo desplazamiento de nuevos implantes craneofaciales (percentil 30, 40, 60, 70, 80 y 90) sin la

necesidad de someter los nuevos diseños a simulación. Utilizando las dimensiones antropométricas del cráneo y modificando las variables de diseño (grosor y porcentaje de huecos en el modelo CAD), se encontró un modelo matemático en Matlab que describe el comportamiento de la dimensión correspondiente a longitud del cráneo (G-Op), el máximo desplazamiento del implante obtenido por MEF y el volumen del diseño con un  $R^2$  de 0.97. Se encontraron los diseños óptimos para cada percentil que minimizan la cantidad de material (Ti6Al4V) manteniendo como restricción un desplazamiento máximo de 0.1 mm.

**Palabras clave:** Implante craneal; Aleación de titanio (Ti6Al4V); Análisis de elementos finitos (FEA); Red neuronal (NN); Algoritmo GRG; Optimización.

## Abstract

The objective of this study is to optimize 3D titanium skull designs implants applying the generalized reduced gradient (GRG), neural networks and finite elements (FEA). The acquisition of medical images by computerized tomography (CT), provided by the CMQ hospital. Later, he converted the DICOM data set into 3D models using the InVesalius 3 software, obtaining a total of 22 three-dimensional skull models in STL format, of which one was printed by MA using an ANET A8 printer for the design of a craniometric study. The craniometric study consisted of the two-dimensional measurement of the distances between the anthropometric points Glabella, Vertex, Eurion and Opisthocranium to obtain the dimensions: skull length (G-Op), head width (Eu-Eu), head height (VG), length Eu-V-Eu and length GV-Op. A total of 130 skulls of Mexican adults (61 women and 69 men) aged between 18 and 50 years were measured. A Rosscraft model anthropometer Campbell® 10 RC-10, a Rosscraft metallic ribbon, and the ErgoMeasure anthropometer were used. The values of mean, standard deviation, minimum value, maximum and percentiles (5, 25, 50, 75 and 99) were calculated. From the values obtained in the percentiles, a total of 60 cranial implants were designed using the SolidWorks® software, in Parasolid format (\*.x\_t), varying the thickness of the design (from 0.5 mm to 1 mm) and the percentage of empty spaces (3% -31%). A mathematical model was found by simple linear regression that relates the design variables (skull length G-Op, thickness, diameter, and hole spacing) with the final volume of the implant obtaining an R<sup>2</sup> of 0.97. The geometric models were subjected to a simulation by FEA in the ANSYS® software, using an alloy of Titanium grade 5 (Ti6Al4V) as material, normal intracranial pressure conditions (ICP = 10 mm Hg) and twelve fixation points. A two layers feedforward neural network was elaborated that relates the anthropometric properties and the design variables obtaining an average square error of 0.975, with the purpose of predicting the maximum displacement of new craniofacial implants (30th, 40th, 60th, 70th percentile). 80 and 90) without the need to submit the new designs to simulation. Using the anthropometric dimensions of the skull and modifying the design variables (thickness and percentage of empty spaces), a mathematical model was found in Matlab that describes the behavior of the dimension corresponding to the length of the skull (G-Op), the maximum displacement of the implant obtained by FEA and the volume

of the design with an R2 of 0.97. The optimal designs were found for each percentile that minimizes the amount of material (Ti6Al4V) maintaining as a restriction a maximum displacement of 0.1 mm.

Keywords: Cranial implant; Titanium alloy (Ti6Al4V); Finite element analysis (FEA); Neural network (NN); GRG algorithm; Optimization.

# Índice general

Capítulo 1. Introducción	1
1.1 Planteamiento del problema	1
1.2 Objetivos	3
1.2.1 Objetivo general	3
1.2.2 Objetivos específicos	3
1.3 Hipótesis	3
1.4 Justificación	4
Capítulo 2. Marco teórico	7
2.1 Tejido óseo	7
2.1.1 Cráneo	9
2.1.2 Ingeniería de tejidos	10
2.1.3 Implantes óseos	11
2.1.4 Implantes óseos de cráneo	12
2.2 Manufactura Aditiva y biomodelado	14
2.3 Procesamiento de datos médicos	17
2.3.1 Tomografía computarizada	20
2.3.2 Textura de imágenes médicas (Píxeles)	23
2.3.3 Operación de datos de píxeles	24
2.3.3.1 Umbralización (Segmentación)	24
2.4 Antropometría	26
2.4.2 Dimensiones Estructurales	27
2.4.3 Aplicación de datos antropométricos	28
2.4.4 Puntos antropométricos y enfoque estadístico de la antropometría	29
2.4.5 Craneometría	29
2.5 Modelos estadísticos descriptivos	30
2.5.1 Bioestadística	31
2.5.2 Estadística descriptiva	31
2.6 Mecánica de materiales	34
2.6.1 Tipos de Esfuerzos	38
2.6.3 Factores de seguridad	39
2.6.4 Deformación unitaria normal	40
2.6.5 Diagramas de esfuerzo-deformación unitaria	41
2.6.6 Módulo de elasticidad y deformación verdadera	43
2.7 Biomecánica	44
2.7.1 Método de Elemento Finito	47
2.8 Red neuronal artificial	50
2.8.1 Aprendizaje de las redes neuronales	51
2.8.2 Aplicaciones de las redes neuronales	54

2.8.3 Redes neuronales artificiales con MATLAB	55
2.8.4 Redes neuronales en modelos predictivos	59
2.9 Optimización	61
2.9.1 Optimización restringida no lineal (Gradiente reducido generalizado)	62
2.10 Estado del arte	64
Capítulo 3. Método de investigación	66
3.1 Diseño de estudio craneométrico	66
3.1.1 Adquisición de imágenes médicas	66
3.1.2 Procesamiento de imágenes médicas.	67
3.1.2.1 Umbralización (Segmentación) de estructuras craneofaciales	68
3.1.3 Biomodelado 3D y prototipado rápido	69
3.1.4 Estudio craneométrico	70
3.2 Medición de propiedades antropométricas	72
3.2.1 Muestra analítica	72
3.2.2 Materiales	72
3.2.3 Variables	73
3.2.4 Diseño del Estudio.	74
3.2.5 Análisis Estadístico.	74
3.3 Diseño de implantes óseos de cráneo	74
3.4 Simulación por MEF.	75
Capítulo 4. Resultados	76
4.1 Adquisición de imágenes médicas.	76
4.2 Procesamiento de imágenes médicas.	76
4.3 Impresión 3D y medición de propiedades antropométricas	78
4.4 Obtención de modelos estadísticos descriptivos	79
4.5 Diseño de implantes y obtención del máximo desplazamiento por MEF.	79
4.6 Aplicación de Redes Neuronales	85
4.7 Optimización	88
Capítulo 5. Conclusiones	92
Referencias	93
Anexos	101

## Índice de figuras

Figura 1.1. a) Implante de titanio fabricado utilizando procedimientos CAD /CAM (Spetzger & al, 2010) y b) Reconstrucción 3D de un implante de titanio después de un impacto (De Water , 2016).	6
Figura 2.1 Presentación esquemática de la estructura jerárquica del hueso (Vorndran, 2015)	8
Figura 2.2 Esquema de los huesos del neurocráneo (Tortora & Grabowski, 2006).	9
Figura 2.3 Órganos que protege el neurocráneo (Tortora & Grabowski, 2006).	10
Figura 2.4 Comparación de procesos de fabricación aditivos y convencionales de implantes (Bandyopadhyay, 2015).	16
Figura 2.5 Imagen TC del cráneo (Fuente: Elaboración propia).	21
Figura 2.6 Imágenes de (a) CT original, (b) efecto de una baja umbralización y (c) efecto de una alta umbralización (Bibb, 2015).	24
Figura 2.7 (a) Imagen CT original (b) Región seleccionada usando valores apropiados de umbralización (Bibb, 2015).	24
Figura 2.8 (a) Región seleccionada usando un incremento en el valor del umbral inferior. (b) Región seleccionada usando un decremento en el valor del umbral inferior (Bibb, 2015).	25
Figura 2.9 Dimensiones antropométricas comunes (Hernández, 2015).	27
Figura 2.10 Dimensiones antropométricas y puntos craneométricos de referencia (Fuente: Elaboración propia).	29
Figura 2.11 Barra prismática en tensión: (a) diagrama de cuerpo libre de un segmento de la barra, (b) segmento de la barra antes de la aplicación de las cargas, (c) segmento de la barra después de la aplicación de las cargas y (d) esfuerzos normales en la barra (Gere & al., 2009).	35
Figura 2.12 Diagrama esfuerzo-deformación unitaria para un acero estructural común en tensión (no a escala) (Gere & al., 2009).	41
Figura 2.13 Representaciones 3D correspondientes al MEF del fémur humano mostrando a) elementos tetraédricos y b) elementos hexaédricos. (Middleton & al., 1996)	47
Figura 2.14 Enmallado automático del modelo de placa delgada con a) Fronteras del modelo, b) enmallado automático y c) deflexión (a escala exagerada) con contornos de esfuerzo (Budynas, 2008).	48
Figura 2.15 a) Eje escalonado de acero y b) modelo de elemento finito empleando cinco elementos de viga	49
Figura 2.16 Principio de Funcionamiento de una red neuronal (Susuki, 2011).	50
Figura 2.17 Código básico de programación de una red neuronal feedforward (Fuente: elaboración propia).	56

Figura 2.18 Diferencia entre las raíces de una función de una sola variable y el óptimo (Chapra & Canale, 2007).	59
Figura 2.19 Ejemplo de GRG con los contornos circulares (objetivos) y una restricción de igualdad lineal (Edgar, 2001).	61
Figura 3.1 Esquema general del desarrollo del proyecto (Fuente: Elaboración propia).	64
Figura 3.2 Equipo de tomografía computarizada Brilliance CT 16 slice – DS (Fuente: Elaboración propia).	65
Figura 3.3 Medición de la distancia entre los puntos antropométricos (a) G-Op de un corte axial, (b) Eu-Eu de un corte coronal, (c) V-G de un corte sagital de una tomografía computarizada bidimensional de cráneo (Martínez & al, 2018).	68
Figura 3.4 Antropómetro Rosscraft modelo Campbell® (Fuente: Elaboración propia).	70
Figura 3.5 Dimensiones antropométricas y puntos craneométricos de referencia (Fuente: Elaboración propia).	71
Figura 3.6 Medición del ancho de la cabeza (Eu-Eu) (Fuente: Elaboración propia).	72
Figura 4.1 Adquisición de imágenes médicas por TC (Fuente: Elaboración propia).	74
Figura 4.2 Segmentación de tejido óseo de imágenes TC (400-2000 HU), en una reconstrucción multiplanar en las orientaciones axial, sagital y coronal (Fuente: Elaboración propia).	75
Figura 4.3 Modelos anatómicos tridimensionales (Fuente: Elaboración propia).	75
Figura 4.4 MA del modelo tridimensional del cráneo (Fuente: Elaboración propia).	76
Figura 4.5 Diseño 3D de implante de cráneo correspondiente a las dimensiones del percentil 5 a) con un diámetro de orificio de 6mm, separación de 10° y b) con un diámetro de orificio de 3mm, separación de 5° (Fuente: Elaboración propia).	78
Figura 4.6 Modelo de implante 3D correspondiente al percentil 50 con malla cuadrática tetraédrica (Fuente: Elaboración propia).	78
Figura 4.7 Análisis estructural MEF del implante craneal con el 18% de espacios vacíos (implante 2) diseñado a partir de las dimensiones del percentil 50 (Fuente: Elaboración propia).	79
Figura 4.8 Análisis de deformación total de los diseños del percentil 5 (Simulación MEF) (Fuente: Elaboración propia).	79
Figura 4.9 Análisis de deformación total de los diseños del percentil 25 (Simulación MEF) (Fuente: Elaboración propia).	80
Figura 4.10 Análisis de deformación total de los diseños del percentil 50 (Simulación MEF) (Fuente: Elaboración propia).	80

Figura 4.11 Análisis de deformación total de los diseños del percentil 75 (Simulación MEF) (Fuente: Elaboración propia).	81
Figura 4.12 Análisis de deformación total de los diseños del percentil 95 (Simulación MEF)	81
Figura 4.13 Volumen del implante y máximo desplazamiento	82
Figura 4.14 Arquitectura de la red neuronal artificial MLP creada.	83
Figura 4.15 Entrenamiento, validación y prueba de la red neuronal de avance de dos capas.	84
Figura 4.16 Rendimiento de la red neuronal	85
Figura 4.17 Gráficos de regresión para entrenamiento, pruebas y validación.	85
Figura 4.18 Polinomio que ajusta los datos correspondientes a longitud del cráneo (G-Op), el máximo desplazamiento del implante y el volumen del diseño.	87

## Índice de figuras

Tabla 2.1. Técnicas de fabricación de scaffolds para implantes óseos (Fuente: Elaboración propia).	13
Tabla 2.2. Etapas del proceso de modelado médico (Bibb, 2015)	15
Tabla 2.3 Propiedades mecánicas de las estructuras óseas (Meyer, 2006).	44
Tabla 2.4 Códigos básicos de programación de redes neuronales de aprendizaje profundo (Demuth, 2016).	57
Tabla 2.5 Términos comunes en el campo de las redes neuronales y su equivalente en las estadísticas (Tu, 1996).	58
Tabla 2.6 Estado del arte (Fuente: Elaboración propia)	62
Tabla 3.1 Escala de Unidades Hounsfield (Bibb, 2015).	66
Tabla 3.2 Ficha Técnica Impresora ANET A8 (Fuente: Elaboración propia).	67
Tabla 3.3 Puntos antropométricos anatómicos (Martínez & al, 2018).	69
Tabla 3.4 Mediciones antropométricas craneofaciales (Martínez & al, 2018).	69
Tabla 3.5 Propiedades mecánicas del Ti6Al4V (Ratner & al, 2012).	73
Tabla 4.1 Valor de la media de las mediciones antropométricas digital y	76
Tabla 4.2 Estadísticas descriptivas de cráneos mexicanos (mm) (Fuente: Elaboración propia).	77
Tabla 4.3 Análisis de Varianza	86
Tabla 4.4 Resumen del modelo	86
Tabla 4.5 Valores correspondientes a los diseños óptimos de implantes de cráneo.	88

# Capítulo 1. Introducción

## 1.1 Planteamiento del problema

Las lesiones en la cara, la cabeza y el cuello son relativamente comunes. La incidencia y la gravedad de las lesiones en el cráneo varían mucho dependiendo del tipo de lesión y de la gravedad de ésta, por ejemplo, en algunos países los accidentes de tránsito son la causa más común de fracturas en la cabeza (Ward Booth & al, 2011). El Centro Nacional para la Prevención de Accidentes (CENAPRA), ubica el traumatismo craneoencefálico (TCE) como la tercera causa de muerte a nivel mundial, representa un grave problema de salud pública en México y es la causa más común de muerte y discapacidad en la población joven (Hijar, 2014).

La necesidad de implantes de cráneo como alternativa de reconstrucción de defectos óseos, ya sean congénitos u ocasionados por traumatismos han ido en aumento en los últimos años, y se espera que siga así. Los defectos craneales se originan por diversas causas como defectos congénitos, infecciones, tumores, secuelas quirúrgicas o por pérdida traumática asociada con agresiones, accidentes de tránsito y deportes. La craneoplastia, o reconstrucción craneal posterior a dichos defectos, utiliza el empleo de implantes óseos para lograr la reparación (Díaz & al, 2016).

El empleo de implantes óseos tiene como finalidad restablecer la integridad anatómica y funcional de una estructura alterada (Soto, 2005). El implante óseo ideal debe ser biocompatible, biodegradable, osteoconductor y osteoinductor con una estructura similar al hueso, debe proporcionar estabilidad biomecánica, ser de bajo costo y fácil uso (Zárate-Kalfópulo, 2006). Los implantes óseos tienen una doble función: mecánica y biológica, las propiedades mecánicas dependen del tamaño, la forma y material utilizado (Gazdag, 1995).

A pesar de la variedad de investigaciones que se han realizado, se han encontrado varias desventajas asociadas a los implantes comerciales. Algunos provocan reacciones antigénicas a un cuerpo extraño, irritación e infección. Otros se aflojan, algunos implantes óseos sufren fallas mecánicas como deformación permanente, fractura por sobrecarga, fatiga y corrosión

(Gil, 2013), pero, la mayor desventaja constituye la necesidad de esperar y realizar una segunda intervención para completar la reparación de la parte que ha sido afectada debido a inexactitudes en su fabricación (Schmidt, 2000), a complicaciones por dehiscencia de la herida, por el desplazamiento del implante y por hematomas (Brommeland & al, 2015).

En una serie de 218 craneoplastias, la tasa global de complicaciones fue del 19,7%. Diecinueve casos de infección (8,7%), 5 casos de dehiscencia de la herida post-operatoria (2,3%), 6 casos de hematoma epidural (2,8%) y 13 casos de luxación (5,9%) (De Bonis & al, 2012). El desplazamiento del implante ocurre debido a un aflojamiento del material de fijación (Brommeland & al, 2015) o por efecto de una fuerza exterior aplicada al cráneo. Cuando esto ocurre, los pacientes pueden experimentar hemorragias y se puede generar un deterioro significativo en el estado neurológico (De Water , 2016).

En la actualidad, los métodos convencionales de fabricación de implantes óseos como el lechado de partículas, logran buenas características de porosidad, sin embargo, no existe un control en la manufactura de la forma externa; así mismo, existe una gran variabilidad entre las propiedades fisicoquímicas de cada implante (Velasco, 2010). Otros de los principales problemas durante la manufactura de implantes son los errores en la fabricación, los altos costos por la inspección manual y el alto costo del Titanio, por lo que resulta necesario el desarrollar nuevas técnicas de diseño, inspección y manufactura de estos materiales (Tseng, 2014).

El implante comercial no está diseñado para acomodarse a las variaciones en las dimensiones del cráneo del paciente, esto presenta un desafío reconstructivo importante debido a la dificultad de predecir la funcionalidad de un implante personalizado (Teshima, 2015). Los modelos descriptivos, el enfoque numérico de reconocimiento de patrones y redes neuronales pueden potencialmente resolver este problema al transformar estadísticamente la forma promedio del implante y su comportamiento mecánico mediante simulación, para así, diseñar un implante específico en la reconstrucción aumentando las probabilidades de éxito minimizando el riesgo de rechazo y de complicaciones por el desplazamiento del implante, mejorar la calidad de vida del paciente y, por lo tanto, reducir el número de intervenciones quirúrgicas.

## **1.2 Objetivos**

### **1.2.1 Objetivo general**

Optimizar diseños 3D de implantes de cráneo de titanio aplicando el método de búsqueda del gradiente reducido generalizado (GRG), redes neuronales y el método de elementos finitos (MEF).

### **1.2.2 Objetivos específicos**

- Diseñar un estudio craneométrico a partir de imágenes de tomografía computarizada (TC).
- Medir las propiedades antropométricas de las estructuras craneofaciales de una muestra de adultos mexicanos y obtener modelos estadísticos descriptivos antropométricos de estructuras craneofaciales.
- Diseñar modelos 3D de implantes óseos de cráneo a partir de los modelos estadísticos (percentiles), modificando el grosor (de 0.5 mm a 1 mm) y el porcentaje de espacios vacíos (3%-31%) variando el diámetro y separación de los orificios.
- Determinar el máximo desplazamiento de los modelos 3D de implantes óseos craneofaciales por el método del elemento finito (MEF) mediante el software ANSYS®.
- Aplicar un algoritmo de redes neuronales para predecir el máximo desplazamiento de los implantes diseñados.

Encontrar el diseño óptimo para cada percentil que minimice la cantidad de material y un desplazamiento máximo no mayor a 0.1 mm, aplicando el método de búsqueda del gradiente reducido generalizado (GRG).

## **1.3 Hipótesis**

Aplicando el método de búsqueda del gradiente reducido generalizado (GRG), redes neuronales y el método del elemento finito (MEF), se puede encontrar el diseño óptimo para cada percentil que minimice la cantidad de material y un desplazamiento máximo no mayor a 0.1 mm

## 1.4 Justificación

En la medicina ortopédica existe cada vez una mayor demanda de implantes óseos debido al incremento en el número y la complejidad de las cirugías reconstructivas (Zárate-Kalfópulo, 2006). Así mismo, el diseño de implantes óseos en forma de estructuras sólidas porosas (matrices o andamios) y la elección de sus materiales adquieren cada día mayor importancia; la forma del implante, composición química y porosidad son características fundamentales para su construcción. Las nuevas técnicas de ingeniería de tejidos y biomecánica tienen como objetivo crear sustitutos óseos óptimos, que posean una estructura funcional y una composición similar o biocompatible con la del hueso.

El traumatismo craneoencefálico (TCE) es cualquier lesión física o deterioro funcional del cráneo debido a un intercambio brusco de energía mecánica. El objetivo de la atención urgente al TCE, independientemente de su gravedad, es evitar lesiones cerebrales secundarias. Si el paciente sufre un desplazamiento de la línea media del cerebro entre 0.1 - 5 mm puede sufrir contusiones, múltiples lesiones, hemorrágicas, edemas e incluso, sufrir un coma (Ruiz, 2000).

Los defectos de la calota (bóveda craneal) ocasionados por un traumatismo, infección o cirugía, entre otros, dejan al cerebro desprotegido y vulnerable a fuerzas externas que pueden conducir a una lesión cerebral secundaria (De Water, 2016). Además, los pacientes a menudo sufren de una serie de síntomas que incluyen dolor de cabeza, mareo, irritabilidad, convulsiones, fatiga y cambios de comportamiento. También se han informado síntomas como hemiplejía y defecto visual (Honeybul, 2010). La reconstrucción del defecto mediante el uso de un implante puede aliviar estos síntomas y proteger al cerebro de influencias externas.

En la actualidad, los implantes craneales se realizan de manera manual durante el procedimiento quirúrgico. Esta situación presenta un área de oportunidad en la ingeniería de tejidos óseos, ya que la fabricación de implantes depende totalmente de las habilidades del cirujano para la obtención de un implante estético y que se acople a la forma del cráneo del paciente. Las técnicas actuales de reconstrucción pueden mejorarse si se diseña la pieza lo

más parecido a la forma craneal del paciente a través un modelo en 3D que facilite al cirujano acoplar la forma del cráneo con las características adecuadas para cada paciente.

Si la reconstrucción con hueso autólogo no es posible, se puede usar un material aloplástico. Hay varios materiales aloplásticos disponibles para la reconstrucción, y el titanio es uno de los más utilizados. La exposición a grandes magnitudes de fuerza puede causar dislocación, deflexión o fractura de un implante. El titanio (Ti) es un material que posee una alta resistencia mecánica y, por lo tanto, los implantes aseguran una mayor estabilidad y son resistentes a traumas secundarios (Spetzger & al, 2010).

El empleo de aleaciones de Ti en la fabricación de implantes se debe a que cumplen con los requerimientos de biocompatibilidad, osteointegración, propiedades mecánicas y resistencia a la corrosión (Jardini & al, 2014). Entre las aleaciones de titanio, la más empleada en la fabricación de implantes quirúrgicos es Ti<sub>6</sub>Al<sub>4</sub>V debido a que se pueden realizar prototipos en poco tiempo y satisfacer las necesidades del paciente aplicando manufactura aditiva, lo que facilita la intervención quirúrgica, al mismo tiempo que se pueden ajustar varios parámetros del modelo (Tsouknidas & al, 2011).

Actualmente, no se han reportado investigaciones que consideren el comportamiento de los implantes de titanio cuando se exponen a fuerzas externas *in vivo* (De Water , 2016). De igual forma, los implantes comerciales de titanio no están diseñados para adaptarse a la forma del cráneo de la población mexicana y no son relativamente económicos. En la Figura 1.1a se muestra un implante de titanio fabricado utilizando procedimientos CAD/CAM. En la Figura 1.1b se muestra la reconstrucción 3D de un implante de titanio obtenido a partir de imágenes TC después de un impacto, en donde se puede observar el desplazamiento del mismo.

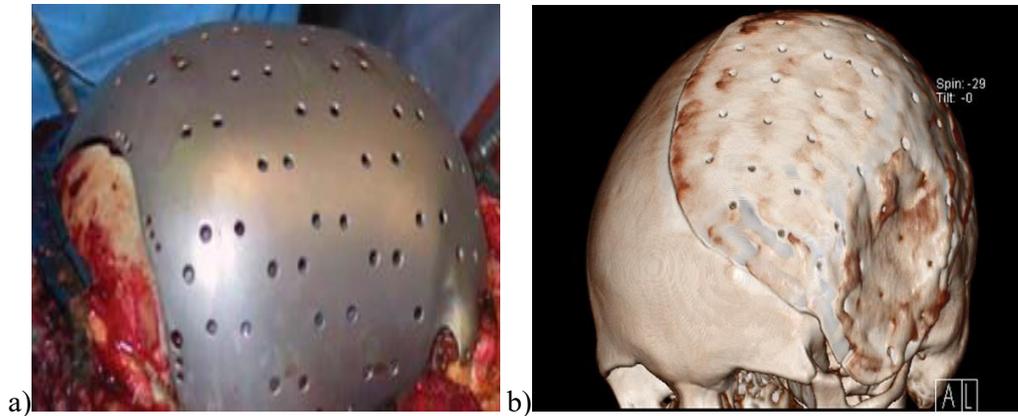


Figura 1.1. a) Implante de titanio fabricado utilizando procedimientos CAD /CAM (Spetzger & al, 2010) y b) Reconstrucción 3D de un implante de titanio después de un impacto (De Water , 2016).

Al mejorar los métodos de manufactura y diseño de implantes, de manera eficiente y práctica, utilizando materiales accesibles y biocompatibles, con propiedades muy cercanas a las que tienen los huesos, se puede mejorar el tiempo de vida útil del implante óseo y su adaptabilidad al cuerpo humano sin invadir o comprometer tejidos sanos, mejorando así la calidad de vida del paciente. Si se diseñan implantes óptimos que cumplan con la función de proteger al cerebro de influencias externas y que al mismo tiempo se adapten con exactitud a la forma del hueso del paciente y a la zona del daño, reduciendo la cantidad de material utilizado en su fabricación, la manufactura de estos se llevaría a cabo a un menor costo comparado con los implantes que existe actualmente en el mercado.

## Capítulo 2. Marco teórico

### 2.1 Tejido óseo

El tejido óseo puede ser considerado desde dos puntos de vista totalmente diferentes: a) los huesos, como unidades, son estructuras anatómicas y b) el hueso de todo el esqueleto o estructura ósea, como conjunto, es un órgano fisiológico metabólicamente activo (Bruce & al, 2000). El esqueleto (estructura ósea) es una hazaña de ingeniería: es fuerte pero lo suficientemente ligero para permitir la locomoción, rígido para permitir que los músculos se fijen y es capaz de doblarse sin romperse. Una función principal de la estructura esquelética es proporcionar soporte para la locomoción (Bronner, 2005).

El hueso es uno de los tejidos duros dado que su matriz mineral intercelular está calcificada o pétreo, su dureza proporciona a cada uno de los huesos la resistencia como estructuras y les permite cumplir tres funciones principales: 1) formación del esqueleto rígido del tronco y extremidades para resistir cargas mecánicas; 2) servir de palancas para la función locomotora del músculo esquelético; 3) proteger las vísceras vulnerables; por ejemplo, el cráneo para el cerebro, la columna vertebral para la médula, y la caja torácica para el corazón y los pulmones.

De acuerdo con Bruce (2000), el hueso de todo el esqueleto como órgano proporciona dos funciones adicionales: 1) contiene tejido hemopoyético de tipo mieloide para la producción de eritrocitos, leucocitos granulados y plaquetas, y 2) es el órgano de almacenamiento o reservorio de calcio, fósforo, magnesio y sodio, que ayuda a mantener la homeostasis mineral del medio interno, almacenando o liberando estas sustancias según las necesidades. Así, además de producir hueso, los osteoblastos también regulan el metabolismo en respuesta a una gran variedad de estímulos.

Los huesos se pueden clasificar según su forma en: a) huesos largos o tubulares (p. ej., fémur), b) huesos cortos o cuboides (p. ej., huesos del carpo) y c) huesos planos (p. ej., escápula). Además, cada hueso consta de una parte de hueso cortical denso en la parte exterior y una estructura esponjosa de hueso trabecular en el interior (Bruce & al, 2000).

La arquitectura del tejido óseo comprende el periostio externo seguido por el hueso cortical denso y el hueso esponjoso poroso interno. El tejido óseo consiste en células óseas (osteoblastos, osteoclastos y osteocitos) incrustadas en la matriz ósea, que se compone de aproximadamente 60-70% de hidroxapatita inorgánica, 20% de compuestos orgánicos (colágeno, osteocalcina, proteoglicanos) y 10% de agua (Felsenberg, 2001). De acuerdo con Vorndran (2015), la estructura jerárquica del hueso (Figura 2.1) se compone de las siguientes estructuras:

- El periostio, el cuál forma la capa externa de los huesos largos y cubre el hueso compacto.
- Las osteonas, las cuales son cilindros concéntricos orientados a lo largo del eje principal de los huesos largos con subestructuras laminares alternas.
- Los vasos sanguíneos y las fibras nerviosas, los cuales se encuentran dentro de los canales de Haversian y Volkmann; proporcionan el suministro de nutrientes y oxígeno, así como la comunicación entre las células óseas individuales.

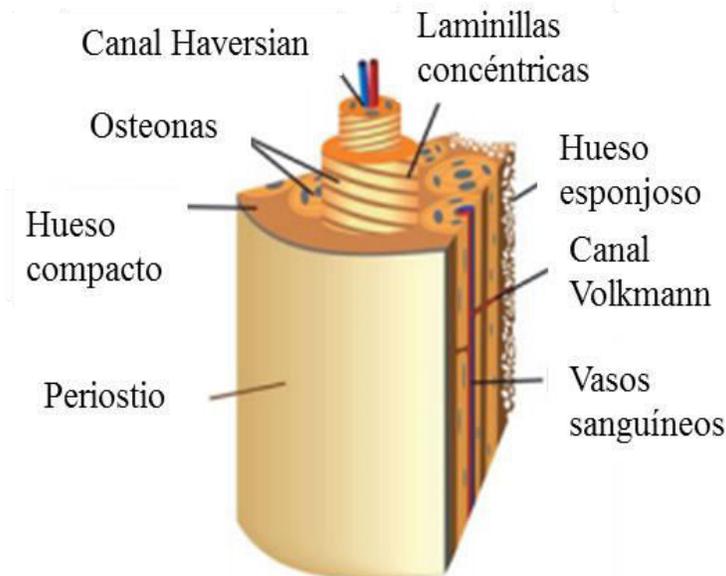


Figura 2.1 Presentación esquemática de la estructura jerárquica del hueso (Vorndran, 2015)

El hueso es el único tejido del organismo, a excepción del tejido embrionario, que se restituye totalmente tras una lesión. Cuando se produce una fractura, se coloca un implante osteointegrado o se realiza un injerto para aumentar el sustrato óseo y así provocar la regeneración ósea, es decir, la formación de hueso nuevo que, tras un proceso de remodelado, sea idéntico al preexistente (Fernández-Tresguerres, 2006).

### **2.1.1 Cráneo**

El cráneo proporciona la estructura a la cabeza y a la cara al mismo tiempo que protege el cerebro, se encuentra compuesto por huesos planos y huesos irregulares. El cráneo que contiene 22 huesos, se apoya en el extremo superior de la columna vertebral. Abarca dos subconjuntos de huesos, los craneales y los faciales. Los huesos craneales forman la cavidad craneal, que envuelve el encéfalo y lo protege. Sus ocho huesos son: frontal, parietales (2), temporales (2), occipital, esfenoidal y etmoides.

En conjunto, los huesos del cráneo forman el neurocráneo y el esqueleto facial: una para el encéfalo (neurocráneo), dos órbitas para cada uno de los globos oculares, dos fosas nasales, dos conductos auditivos internos, dos externos y una cavidad bucal. Cinco de estas cavidades están en el neurocráneo (cavidad para el encéfalo y los cuatro conductos auditivos y el resto en el esqueleto facial (Artner, 2002). La Figura 2.2 muestra los huesos que conforman el neurocráneo.

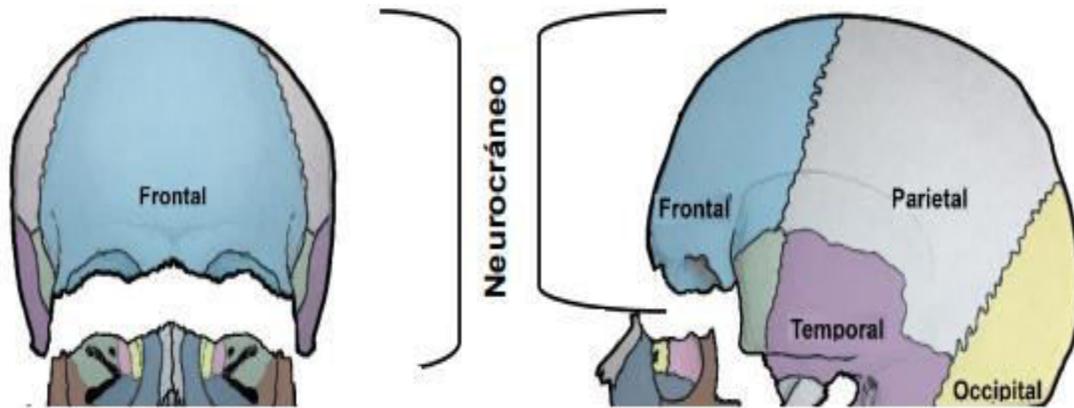


Figura 2.2 Esquema de los huesos del neurocráneo (Tortora & Grabowski, 2006).

El hueso frontal forma la frente (parte superior del cráneo), la pared superior o techo de la órbita, así como una porción considerable de la parte anterior de la base del cráneo. Los dos parietales forman la mayor parte de las paredes laterales y superior de la cavidad craneal. La superficie interna de estos huesos contiene muchas protuberancias y depresiones para los vasos sanguíneos de la duramadre, o sea, la más externa de las membranas (meninges) que recubren el encéfalo.

Los dos temporales forman la porción inferior de las paredes laterales del cráneo y una parte de la base de este último. En su vista lateral se observa la escama del temporal, con la porción lateral de este hueso (delgado y plano) que forman las paredes anterior y superior de la oído. El occipital forma la parte posterior y una buena porción de la base del cráneo. El agujero occipital se sitúa en la parte inferior de este hueso (Tortora & Grabowski, 2006). La principal función del neurocráneo es la protección del cerebro (Ver Figura 2.3), lo que resulta esencial para la vida debido a que es la estructura más importante del sistema nervioso central y a que controla los aspectos vitales del organismo.

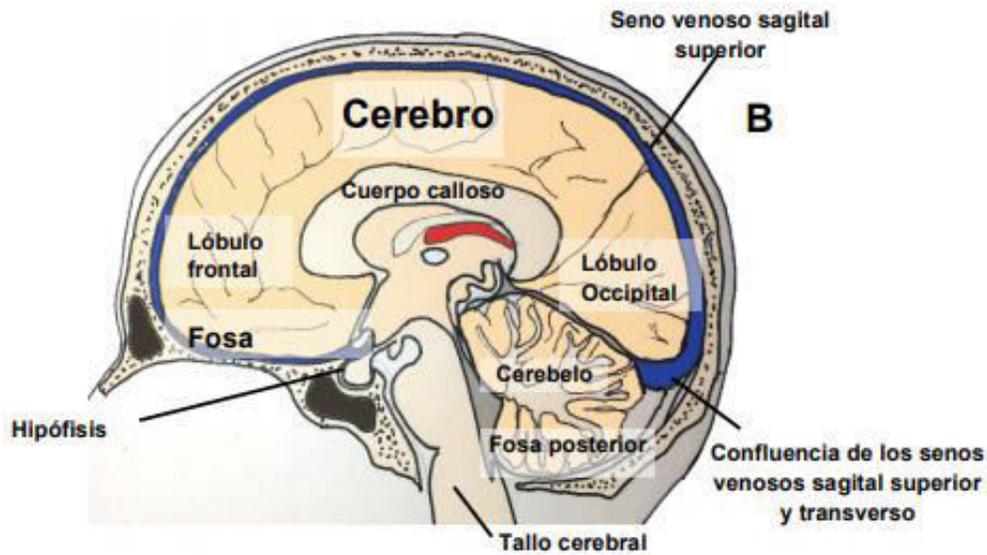


Figura 2.3 Órganos que protege el neurocráneo (Tortora & Grabowski, 2006).

### 2.1.2 Ingeniería de tejidos

En la actualidad, la comunidad científica ha utilizado los principios básicos de la biología, química, matemáticas, física e ingeniería para diseñar materiales y compuestos para mejorar o asistir la reconstrucción quirúrgica de los tejidos dañados; las características de los diseños intentan replicar los procesos biológicos básicos de los diferentes tejidos. Estos conceptos aplicados para la restauración, reparación, reemplazo, montaje o regeneración de la función de tejidos se conocen como ingeniería de tejidos (Mayer, 2004).

El hueso formado por ingeniería de tejidos debe contener una matriz extracelular o andamio. Las matrices que funcionan como andamios para el crecimiento celular deben ser absorbibles y favorecer el anclaje y desarrollo de las células, por lo general son polímeros sintéticos que cumplen con estas características y que, además, son fáciles de producir; la cantidad puede ser ilimitada y tiene potencial de degradación que les permite ser sustituidos por la regeneración tisular (Zárate-Kalfópulo, 2006).

### 2.1.3 Implantes óseos

Los implantes óseos son soportes o estructuras tridimensionales temporales, en los que las células pueden crecer y formar tejidos (Sabino, 2017). La historia y evolución de las prótesis

e implantes ha estado ligada a la de los grandes acontecimientos bélicos. Después de la I Guerra Mundial, se realizó un gran esfuerzo y progreso en el desarrollo de la tecnología protésica en Europa.

Después de la II Guerra Mundial, aparecen los primeros laboratorios de biomecánica debido a un programa de investigación muy importante por el Gobierno de los Estados Unidos destacando los laboratorios de la Universidad de California, Berkeley y en Europa, el Hospital Queen Mary, Roehampton y la Universidad de Strathclyde, Glasgow (Zambudio, 2009).

Los injertos óseos se usan prácticamente en todos los aspectos de la cirugía ortopédica reconstructiva y abarcan desde el tratamiento de fracturas hasta complejas técnicas de salvamento de extremidades en cirugía tumoral. En Estados Unidos se utilizan anualmente más de 200 mil aloinjertos óseos para procedimientos musculo esqueléticos (Zárate-Kalfópulo, 2006).

En México se cuenta desde el año 2000 con el Banco de Huesos y Tejidos del Servicio de Traumatología y Ortopedia del Hospital Universitario “Dr. José Eleuterio González”, de la Universidad Autónoma de Nuevo León, el cual ha proporcionado alrededor de 4,175 tejidos que han sido utilizados en 2,451 procedimientos quirúrgicos; de éstos, 67 % ha sido requerido por cirujanos ortopedistas, en su mayoría en forma de hueso (andamios) (Garza, 2004).

Los implantes óseos tienen una doble función: mecánica y biológica. Dependiendo del resultado clínico que se busque, una de las funciones puede ser más importante que la otra. De manera ideal, un injerto óseo debe tener determinadas propiedades mecánicas (que dependen del tamaño, la forma y material), además debe ser biocompatible y proporcionar estabilidad estructural.

Al momento de diseñarlos y fabricarlos, se deben tener en consideración aspectos que van desde la técnica o método a utilizar para su fabricación, como el control de la topografía y rugosidad de la superficie, porosidad, forma y tamaño de poro, lo cual es importante para aumentar la migración de las células en su interior y en la superficie de los mismos (Sabino, 2017).

#### **2.1.4 Implantes óseos de cráneo**

Los implantes de cráneo son dispositivos médicos necesarios para el tratamiento de traumatismos, cáncer, enfermedades y defectos congénitos localizados en el cráneo y huesos faciales del paciente (Bertol & al, 2012). El objetivo principal de una reconstrucción craneofacial es la eliminación de las deformidades, la restauración estética y la protección de los órganos internos circundantes (Gómez & Medellín, 2017).

Existen varias técnicas y biomateriales para la fabricación de implantes, uno de ellos es el uso del hueso autólogo (Movahed, 2013). Entre sus ventajas se encuentra una alta biocompatibilidad y no requiere una compleja planificación preoperatoria; sin embargo, posee desventajas como la disponibilidad, por lo que su uso está limitado a defectos pequeños.

Como resultado de esta situación se han generado nuevos biomateriales como los implantes de titanio, los cuales presentan características de alta biocompatibilidad, elevada resistencia mecánica, permite la oseointegración, puede esterilizarse en varias ocasiones, es bioinerte, presenta una buena resistencia a la corrosión y posee una tasa de complicación mínima del 5% (Janecka, 2000).

En la actualidad, los métodos de fabricación convencionales de implantes óseos como el lechado de partículas logra buenas características de porosidad, pero no hay un control de la forma externa, así mismo, existe gran variabilidad de las propiedades fisicoquímicas entre cada implante hecho aún con los mismos procedimientos.

Por otro lado, los métodos de forma libre o prototipado rápido controlan la forma externa pero aún no tienen la resolución para lograr detalles del orden de micras (Velasco, 2010). Un listado de las técnicas de manufactura se muestra en la tabla 2.1. Las tecnologías convencionales pueden consumir mucha energía, producir grandes cantidades de desechos de materiales y no son capaces de producir fácilmente implantes con gradación funcional.

Tabla 2.1. Técnicas de fabricación de andamios para implantes óseos (Bibb, 2015; Hutmacher & al, 2004).

Convencionales	Prototipado rápido
<ul style="list-style-type: none"> <li>• Fundición en solvente/ Lechado de partículas</li> <li>• Inversión de fase/Lechado de partículas</li> <li>• Entrelazado y adhesión de fibras</li> <li>• Moldeo fundido</li> <li>• Espumado con gas</li> <li>• Liofilización</li> <li>• Liofilización de emulsión</li> <li>• Fundición por solución</li> <li>• Electrospinning</li> <li>• Sinterizado (aplicable sólo para cerámicos).</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Modelado por deposición de material fundido FDM</li> <li>• Impresión en tres dimensiones 3DP</li> <li>• Sintetizado selectivo por láser SLS</li> <li>• Modelado por objeto laminado</li> <li>• Esteriolitografía SLT</li> <li>• Solidificación de chorro multifase</li> </ul>

La impresión tridimensional representa una nueva opción para la producción de una variedad de dispositivos biomédicos, como los implantes ortopédicos. Aunque puede requerir un mecanizado final, el enfoque basado en impresión 3D permite una flexibilidad significativa hacia la fabricación de implantes complejos personalizados de bajo volumen (Bandyopadhyay, 2015).

## 2.2 Manufactura Aditiva y biomodelado

La manufactura aditiva (MA) es el término formalizado para lo que se solía llamar creación rápida de prototipos y lo que popularmente se llama impresión en 3D. En otras palabras, el énfasis está en crear algo rápidamente y que el resultado es un prototipo o modelo base a partir del cual se derivarán otros modelos y, finalmente, el producto final. El principio básico de esta tecnología es que un modelo, inicialmente generado usando un sistema tridimensional de diseño asistido por computadora (CAD 3D), puede fabricarse directamente sin la necesidad de planificar el proceso.

La tecnología de impresión tridimensional (3D) ofrece ventajas significativas para los dispositivos biomédicos y la ingeniería de tejidos debido a su capacidad para fabricar piezas bajo demanda o de bajo volumen en función de las necesidades específicas del paciente, sin costo adicional para diferentes diseños que puede variar de paciente a paciente, al tiempo que ofrece flexibilidad en los materiales de partida (Bandyopadhyay, 2015).

El modelado médico o biomodelado es el término utilizado para describir la creación de modelos físicos altamente precisos de anatomía humana directamente a partir de datos de escaneos médicos. El proceso implica capturar datos de anatomía humana, procesar los datos para aislar tejidos u órganos individuales, optimizar los datos para la tecnología de fabricación que se utilizará y finalmente construir el modelo utilizando técnicas de prototipado rápido (PR).

Prototipado rápido (PR) es el nombre general acuñado para describir máquinas controladas por computadora que pueden fabricar elementos físicos directamente a partir de datos informáticos tridimensionales (3D). El prototipado rápido permite la fabricación rápida de modelos físicos mediante el uso de datos del sistema de diseño asistido por computadora (CAD) tridimensional (Bibb, 2015). En la tabla 2.2 se muestran las etapas del proceso de modelado médico.

Tabla 2.2. Etapas del proceso de modelado médico (Bibb, 2015).

<p><b>Paso 1</b></p> <p>Imágenes médicas para prototipos rápidos (PR)</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Seleccionar la modalidad óptima</li> <li>• Establecer protocolos apropiados</li> <li>• Escaneo del paciente</li> </ul>
<p><b>Paso 2</b></p> <p>Manejo de datos médicos y formato</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Exportar los datos del escáner en un formato apropiado</li> <li>• Transferir datos al laboratorio de PR</li> </ul>
<p><b>Paso 3</b></p> <p>Segmentación de datos del escaneo médico</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Aislar los datos relacionados con los tejidos u órganos que se modelarán</li> <li>• Guardar y transferir los datos en el formato correcto para el proceso de PR</li> </ul>
<p><b>Paso 4</b></p>

#### Reproducción física-PR

- Construir el modelo 3D por PR
  - Limpiar y esterilizar según sea necesario
  - Entregar el modelo al clínico o especialista
- 

El término "CAD" es de uso común y se refiere a una amplia gama de aplicaciones de software que permiten el diseño y la definición de objetos. Las aplicaciones 3D CAD definen una superficie 3D usando un programa de computadora. En algunas versiones, las superficies se generan usando geometría matemática; otros permiten una construcción o manipulación más arbitraria de los datos (Bandyopadhyay, 2015).

El prototipado rápido usa una interfaz de datos estándar, implementada como el formato de archivo STL (siglas provenientes del inglés "Standard Triangle Language"), para convertir del software CAD a la máquina de prototipado en 3D. El archivo STL aproxima la forma de una parte o un ensamblaje mediante facetas triangulares. En general, los sistemas de prototipado rápido pueden crear modelos 3D dentro de pocas horas. Sin embargo, esto puede variar dependiendo del tipo de máquina que se usa y del tamaño y número de modelos que se crean (Stratasys, 2018).

De acuerdo con Bandyopadhyay (2015), las tecnologías de impresión tridimensionales tienen un impacto significativo en la investigación biomédica, desde los diseños de dispositivos por ingeniería de tejidos, hasta bio-impresión y entrega de fármacos. La tecnología de impresión tridimensional ofrece ventajas significativas para los dispositivos biomédicos e ingeniería de tejidos debido a la capacidad de fabricar piezas de bajo volumen o de una sola clase según las necesidades del paciente.

Actualmente, los implantes quirúrgicos de huesos se fabrican haciendo una pieza casi en forma de red a través de operaciones de forjado, fundición o mecanizado, seguidas de tratamientos especiales de superficie o tratamientos para la superficie deseada, propiedades mecánicas y efectos estéticos, como se muestra en la figura 2.4. Estas operaciones requieren costosas herramientas; por lo tanto, los implantes específicos del paciente o únicos son costosos y rara vez se utilizan.

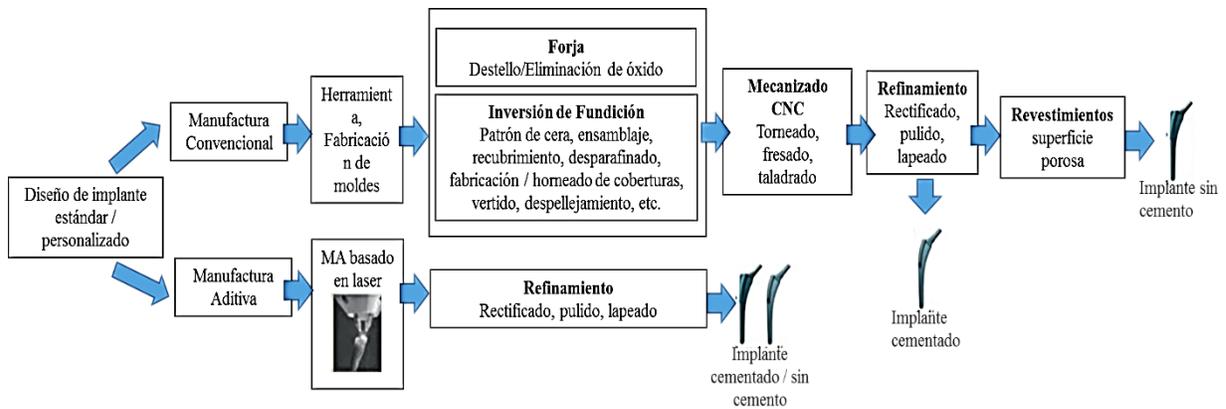


Figura 2.4 Comparación de procesos de fabricación aditivos y convencionales de implantes (Bandyopadhyay, 2015).

Como MA no requiere herramientas específicas de partes, el costo por pieza permanece constante para MA. Sin embargo, para manufacturas convencionales, siempre hay un costo fijo para herramientas y troqueles, por lo tanto, el costo por pieza disminuye a medida que el volumen de piezas aumenta hasta que alcanza un mínimo. Tal análisis de costos constituye la base y el fundamento para el uso de la impresión 3D o MA para dispositivos biomédicos (Bandyopadhyay, 2015).

La impresión de armazones que imiten las propiedades de la matriz extracelular (MEC), soporte mecánico, actividad celular y producción de proteína a través de interacciones bioquímicas y mecánicas; para asegurar la adecuación en cuanto en tamaño y forma, adaptarse de forma exacta a las necesidades específicas de cada paciente, es posible mediante el uso de técnicas de modelado por 3D (Bose & al, 2013).

### 2.3 Procesamiento de datos médicos

Los datos médicos son inherentemente complejos. En la mayoría de los registros médicos, existe un gran número y variedad de datos incluidos los elementos que describen el historial del paciente, exámenes físicos, pruebas de laboratorio, informes de patología, informes de imágenes de resonancia, entre otros más. Los tipos de datos que están presentes deben examinarse con cuidado porque ellos influyen en el tipo de análisis que se puede hacer. Durante los últimos cuarenta años, se han realizado numerosos intentos para organizar estos

diversos tipos de datos en un formato que se puede automatizar fácilmente, de acuerdo con Hudson (2000) los datos médicos se pueden dividir en las siguientes categorías:

- Datos binarios: Los datos binarios tienen dos respuestas posibles, por lo general sí / no, pero también masculino / femenino, presente / ausente, y así sucesivamente. Los datos binarios usualmente asumen los valores 0 y 1. Una variación en los datos binarios es datos bipolares en los cuales la variable puede asumir los valores de - 1 y 1.
- Datos categóricos: Los datos categóricos tienen más de dos respuestas. Un ejemplo sería la progresión de la gravedad de los síntomas: disminución, no cambio, aumento. Se ordena categóricamente un tipo especial de categoría, en la que las respuestas se pueden clasificar de peor a mejor o viceversa. Un ejemplo de una variable categórica es el tipo de droga cardíaca tomada. Las categorías pueden suponer valores como el bloqueador de los canales de calcio, el betabloqueante y el agente antiarrítmico. Las categorías están codificadas numéricamente. La progresión de los síntomas representa una variable categórica ordenada.
- Datos enteros: Los ejemplos de datos enteros incluyen variables tales como presión sanguínea en las que está presente un orden inherente, pero solo se pueden suponer valores enteros en lugar de valores reales. En general, los elementos de datos enteros se pueden tratar de la misma manera que los datos continuos.
- Datos continuos: En términos matemáticos, los datos continuos son los mejores de todos los tipos de datos y se pueden manipular fácilmente en cualquier tipo de modelo. Sin embargo, en la mayoría de los datos, y especialmente biomédicos, se debe considerar la precisión del número.
- Datos borrosos: El resultado de una prueba depende de la precisión del instrumento. El nivel de precisión generalmente se da en el manual. Un nivel de hemoglobina de 14.3 puede tener un factor de  $\pm 0.1$  debido a la precisión del instrumento. El número 14.3 generalmente se usa como un número nítido. Una alternativa es definir un número difuso que intente incluir la información de imprecisión en el modelo. Los números borrosos están representados por funciones de membresía que generalmente se consideran triangulares o trapezoidales.

- Datos temporales: La información temporal es muy importante en los procesos de diagnóstico. Esto es cierto para el registro individual del paciente en el que los cambios en las pruebas de laboratorio, los hallazgos físicos y las imágenes médicas pueden tener implicaciones importantes para identificar estados de enfermedad y seguir la progresión de los procesos de la enfermedad. Los datos temporales presentan problemas especiales de representación, ya que generalmente son abiertos. Los datos temporales pueden diferenciarse por los cambios en el valor de la grabación anterior, los cambios en el valor relativo al intervalo de tiempo, la duración del tiempo para el cual persistió el hallazgo o la secuencia particular de eventos.
- Datos de series de tiempo: Los datos de series de tiempo ocurren en una serie de contextos en sistemas biomédicos. La serie temporal más común que se utiliza con fines de diagnóstico en medicina es el electrocardiograma (ECG).
- Datos de imagen: Un área donde las computadoras han obtenido un gran éxito en biomedicina ha sido la imagen médica. Probablemente, el mayor avance médico a fines del siglo XX fue el desarrollo de las técnicas de exploración por TC, que en muchos casos eliminaron la necesidad de una cirugía exploratoria. Las mismas técnicas de TC que posibilitan la reconstrucción de imágenes mediante rayos X se han aplicado posteriormente a la resonancia magnética, una técnica más sensible para el análisis de tejidos blandos y para estudios metabólicos. Se han desarrollado varias técnicas para el análisis de imágenes que permiten la detección de bordes, la mejora de la imagen y el filtrado. Todas las imágenes pueden almacenarse, manipularse y transferirse.

Los expertos continúan debatiendo si el enfoque simbólico (basado en el conocimiento de sistemas que utilizan la entrada de expertos) o el enfoque numérico (reconocimiento de patrones y redes neuronales que utilizan el conocimiento derivado de datos) es la ruta adecuada para analizar datos biomédicos. Recientemente, se han desarrollado una serie de sistemas híbridos que aprovechan tanto de información derivada de datos como de conocimiento proporcionado por expertos. Estos sistemas híbridos se basan en dos o más técnicas que se utilizan para resolver un solo problema (Hudson, 2000).

En esencia, existen dos categorías principales de exploración para cuerpos humanos, aquellas que capturan datos de todo el cuerpo tanto interna como externamente y aquellas que capturan solo datos externos. Se pueden usar varias modalidades de exploración, que van desde instalaciones hospitalarias sustanciales que normalmente se encuentran en los departamentos de radiología hasta pequeños escáneres de mano que pueden usarse en el laboratorio o la clínica.

Por otro lado, para fabricar un modelo virtual o físico de cualquier anatomía humana, primero debe capturarse en tres dimensiones de una manera que pueda ser utilizada por los procesos informáticos. La mayoría de los escáneres de los hospitales capturan datos de todo el cuerpo tanto interna como externamente. Estos equipos son normalmente máquinas de imágenes médicas grandes y sofisticadas capaces de escanear el cuerpo humano completo. Entre los ejemplos se incluyen la tomografía computarizada (TC), la resonancia magnética (MRI) y tomografía por emisión de positrones.

Cada modalidad utiliza un efecto físico diferente para generar imágenes transversales a través del cuerpo humano. Normalmente, el paciente se coloca acostado sobre una mesa que se alimenta a través del escáner mientras se toman las imágenes. Las imágenes transversales están dispuestas en un orden tal que la computadora puede construir un conjunto de datos tridimensionales (3D) del paciente. El software puede ser utilizado para aislar órganos o tejidos particulares. Estos datos pueden usarse para reconstruir una réplica exacta del órgano utilizando técnicas asistidas por computadora. Los diferentes efectos físicos utilizados por cada tipo de escáner dan como resultado diferentes tipos de tejido que se está formateando. Estas máquinas requieren personal altamente especializado para operar y requieren una gran inversión de capital (Bibb, 2015).

### **2.3.1 Tomografía computarizada**

El término “tomografía computarizada (TC) se refiere a un proceso computarizado de obtención de imágenes por rayos X (NIBIB, 2016). De acuerdo con Bibb (2015), la TC funciona emitiendo rayos X enfocados a través del cuerpo y midiendo la cantidad de energía absorbida de rayos X. La cantidad de energía de rayos X absorbida por un espesor de corte conocido es proporcional a la densidad del tejido corporal. Al tomar muchas de estas

mediciones desde muchos ángulos, las densidades de tejido se pueden componer como una imagen de corte transversal utilizando una computadora.

La computadora genera una imagen en escala de grises donde la densidad del tejido se indica con tonos de gris. La escala de Hounsfield es una escala cuantitativa para describir la radiodensidad en la TC médica y proporciona una densidad precisa para el tipo de tejido. En la escala de Hounsfield, el aire se representa con un valor de  $-1000$  (negro en la escala de grises) y hueso entre  $+700$  (hueso esponjoso) y  $+3000$  (hueso denso) (blanco en la escala de grises). Como los huesos son mucho más densos que los tejidos blandos circundantes, se muestran muy claramente en las imágenes de TC, como se puede ver en la Figura 2.5 donada por el hospital CMQ.

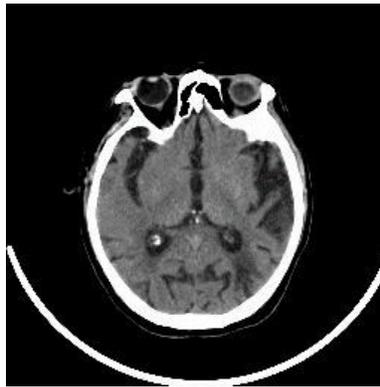


Figura 2.5 Imagen TC del cráneo (Fuente: Elaboración propia).

Esto hace de la TC una modalidad de imagen importante cuando se investiga la anatomía del esqueleto. De manera similar, la diferencia de densidad entre los tejidos blandos y el aire es grande, lo que permite, por ejemplo, que se vean claramente las vías respiratorias nasales. Los tejidos blandos y los órganos representan rangos estrechos de valores de Hounsfield y, por lo tanto, son más difíciles de diferenciar entre estructuras adyacentes, como entre la grasa y el músculo al ver y segmentar los datos de TC. Los agentes de contraste artificial que absorben la energía de rayos X pueden introducirse en el cuerpo, lo que hace que algunas estructuras se destaquen más en las imágenes de TC.

Como la TC utiliza radiación ionizante en forma de rayos X, la exposición debe minimizarse, en particular a los órganos sensibles como los ojos, la tiroides y las gónadas. Los rayos X se generan y detectan mediante una matriz circular giratoria a través de la cual puede viajar una

mesa móvil. Normalmente, el paciente se acuesta boca arriba y pasa a través de la abertura circular en el escáner. El conjunto de detectores adquiere secciones transversales perpendiculares al eje largo del paciente. Por lo tanto, las imágenes adquiridas suelen denominarse imágenes axiales o transversales.

La mayoría de los escáneres modernos realizan una espiral continua alrededor del eje largo del paciente. Esta innovación permite que el escaneo 3D de TC se realice rápidamente y, en consecuencia, las tomografías computarizadas 3D se suelen denominar tomografías helicoidales. Además, los escáneres CT modernos emplean múltiples arreglos para mejorar la tasa de captura de datos y mejorar la adquisición de volúmenes 3D.

Las imágenes de TC se generan como una imagen de píxeles en escala de grises, al igual que una imagen de computadora de mapa de bits. Si se conoce la distancia entre una serie de imágenes axiales, llamada grosor de corte, se pueden interpolar de una imagen a la siguiente para formar cuboides, conocidos como vóxeles. Por lo tanto, una tomografía computarizada 3D genera una representación vóxel del cuerpo humano.

El software se puede utilizar para dividir estos conjuntos de datos vóxel en ejes perpendiculares al eje largo, lo que permite generar diferentes imágenes de la sección transversal a partir de los datos axiales originales. Esto se hace típicamente en los planos sagital y coronal; sin embargo, las imágenes pueden ser generadas en cualquier plano.

Los radiólogos que realizan tomografías computarizadas tienen parámetros y ajustes específicos para diferentes tipos de exploración. Estos son estandarizados y referidos como protocolos. Cuando se embarca en el uso de datos de TC para el modelado médico, es útil discutirlo primero con los radiólogos y es posible que desarrollen un protocolo específicamente para el modelado médico. Las tomografías computarizadas son lentas, costosas y potencialmente dañinas, por lo que todo cuidado debe tomarse para garantizar que la exploración se realice correctamente la primera y única vez (Bibb, 2015).

### **2.3.2 Textura de imágenes médicas (Píxeles)**

El análisis de los parámetros de textura es una forma útil de aumentar la información obtenible a partir de imágenes médicas. Es un campo de investigación en curso, con aplicaciones que van desde la segmentación de estructuras anatómicas específicas y la detección de lesiones, hasta la diferenciación entre tejido patológico y sano en diferentes órganos. El análisis de textura utiliza imágenes radiológicas obtenidas en la práctica de diagnóstico de rutina, pero implica un conjunto de cálculos matemáticos realizados con los datos contenidos en las imágenes.

La textura de las imágenes se refiere a la apariencia, estructura y disposición de las partes de un objeto dentro de la imagen. Las imágenes utilizadas con fines de diagnóstico en la práctica clínica son digitales. Una imagen digital bidimensional está compuesta de pequeños bloques rectangulares o píxeles (elementos de imagen), y una imagen digital tridimensional está compuesta de pequeños bloques de volumen llamados vóxeles (elementos de volumen).

Cada vóxel está representado por un conjunto de coordenadas en el espacio, y cada uno tiene un valor, que representa la intensidad del nivel de grises de ese elemento de imagen o volumen en el espacio. El concepto de textura en una imagen digital se atribuye a la distribución de valores de nivel de gris entre los píxeles de una región de interés dada en la imagen.

Una forma de representar esto es mostrar los datos digitales como un mapa tridimensional basado en los valores de píxel. Por lo tanto, el análisis de textura es en principio una técnica para evaluar la posición e intensidad de las características de señal, es decir píxeles, y su intensidad de nivel de gris en imágenes digitales (Castellano, 2004).

Las características de textura son, de hecho, parámetros matemáticos calculados a partir de la distribución de píxeles, que caracterizan el tipo de textura y, por lo tanto, la estructura subyacente de los objetos que se muestran en la imagen. De acuerdo con los métodos empleados para evaluar las interrelaciones de los píxeles, las formas de los análisis de textura se clasifican como estructurales, basados en modelos, métodos estadísticos y de transformación (Materka, 2004).

### **2.3.3 Operación de datos de píxeles**

Las imágenes de tomografía computarizada (TC) y resonancia magnética (RM) están compuestas de píxeles de escala de grises. En CT, la escala de grises es proporcional a la densidad de rayos X. En MR, la escala de grises será proporcional a la resonancia magnética de los tejidos blandos. En muchos casos, es aconsejable trabajar con los datos originales en lugar de cualquier reconstrucción tridimensional (3D) derivada de ella. Por lo tanto, los datos de imagen CT y MR a menudo se manipulan en el formato de píxel.

Se encuentran disponibles muchos paquetes de software que utilizan dicha manipulación de píxeles para permitir aislar estructuras anatómicas individuales específicas de un conjunto de datos CT o MR y exportarlas en un formato apropiado. Muchos de estos paquetes funcionan de manera similar al software que los radiólogos usan habitualmente para generar imágenes en los departamentos de radiología (Bibb, 2015).

#### **2.3.3.1 Umbralización (Segmentación)**

Umbral es el término utilizado para seleccionar estructuras anatómicas según su densidad o valor de escala de grises. Al especificar los umbrales de densidad superior e inferior, los tejidos de un cierto rango de densidad pueden aislarse de los tejidos circundantes. Debido al efecto de píxel parcial, pequeñas variaciones en los umbrales pueden afectar la calidad de las estructuras anatómicas aisladas.

El efecto puede ser hacerlos un poco más grandes o más pequeños como se ilustra en la Figura 2.6. Sin embargo, el umbral seleccionará todos los píxeles dentro del rango de densidad especificado, independientemente de su relación con las estructuras anatómicas individuales. Esto se puede superar usando el crecimiento de la región. El efecto se puede ver claramente en el ejemplo real que se muestra en la Figura 2.7. Por ejemplo, el hueso se selecciona estableciendo un umbral superior alto y un umbral inferior apropiado, con la región resultante que se muestra en la Figura 2.7. Sin embargo, los efectos de variar el umbral inferior se pueden ver en la Figura 2.8

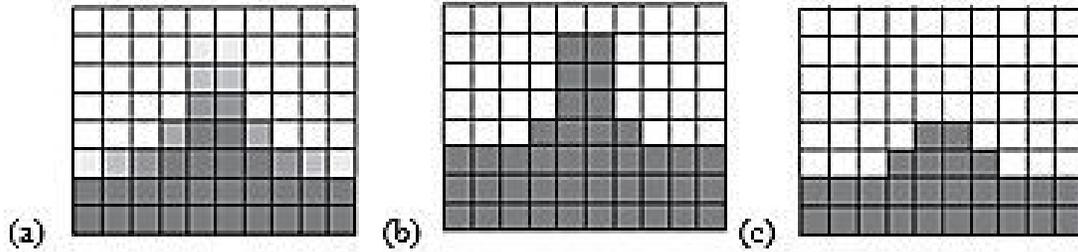


Figura 2.6 Imágenes de (a) CT original, (b) efecto de una baja umbralización y (c) efecto de una alta umbralización (Bibb, 2015).

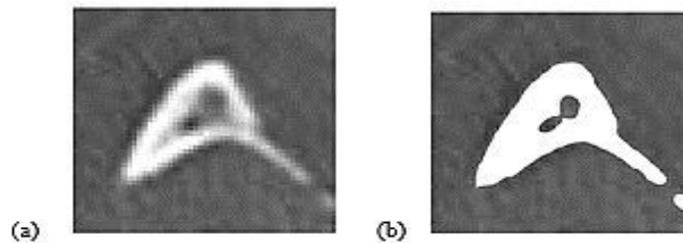


Figura 2.7 (a) Imagen CT original y (b) región seleccionada usando valores apropiados de umbralización (Bibb, 2015).

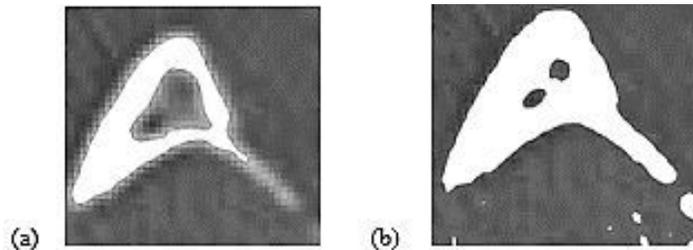


Figura 2.8 (a) Región seleccionada usando un incremento en el valor del umbral inferior y (b) región seleccionada usando un decremento en el valor del umbral inferior (Bibb, 2015).

Como se puede observar en la Figura 2.8, está claro que el hueso está presente más allá del límite de la región seleccionada (a), sin embargo, también se observa que se han seleccionado otras áreas, desconectadas de nuestra región de interés (b). Por lo tanto, es esencial que los umbrales se seleccionen con precisión cuando la precisión sea de gran importancia. Esto se vuelve particularmente crítico cuando los objetos muy finos o estrechos son de interés, ya que pequeños cambios en el umbral pueden hacer que estas áreas no aparezcan en la región seleccionada (Bibb, 2015).

## 2.4 Antropometría

La palabra antropometría se deriva de las palabras “antropos” (hombre) y “metrón” (medición), siendo su significado “medición del cuerpo humano” (Hernandez, 2015). Por otra parte, Kroemer (2006) define a la antropometría como la ciencia encargada de medir al cuerpo humano y los resultados de los estudios antropométricos son descritos en términos estadísticos.

Una de las responsabilidades básicas de la ergonomía es proporcionar datos acerca de las dimensiones del cuerpo (Singleton, 1972). De acuerdo con Roebuck et al, (1975), los datos antropométricos en el área de la ergonomía tienen una amplitud e usos tales como la determinación general y específica de las características dimensionales de los usuarios en sus diversas agrupaciones poblacionales; el diseño de espacios de trabajo, ropa, equipo personal, máquinas, herramientas, aparatos y mobiliario.

Los datos antropométricos confiables y los procedimientos técnicos de la ergonomía se convierten en poderosas herramientas disponibles hoy para la adecuación dimensional óptima de los productos de diseño al hombre (Ávila & al, 2007). A diferencia de los entes inanimados en donde se puede encontrar cierta uniformidad en sus contenidos y comportamientos, el ser humano se distingue sobre todo por su variabilidad.

Los metales, plásticos, y textiles pueden igualmente ser descritos en términos de propiedades relativamente fijas, con un comportamiento precisamente especificado bajo condiciones externas como calor, presión, vibración, estrés mecánico, etc. El hombre, por el contrario, es totalmente variado (Hernandez, 2015). La variabilidad antropométrica de una población está determinada, principalmente, por cuatro tipos de factores: La herencia genética, el sexo, la edad y las condiciones socioeconómicas.

Estas variaciones son producto de la evolución biológica y sociocultural del hombre, y tienen funciones muy particulares en esos mismos niveles de organización, que garantizan la continuidad de nuestra especie. Existen dos tipos de variabilidad humana: a) La variabilidad interna: representada por las variaciones que se dan en el interior de un grupo poblacional, y b) La variabilidad externa: representada por las variaciones entre diversos grupos poblacionales (Ávila & al, 2007).

### **2.4.2 Dimensiones Estructurales**

Las dimensiones estructurales son las dimensiones de las distintas partes o elementos estructurales del cuerpo, por ejemplo: estatura, longitud del brazo, longitud de la mano, perímetro de la cabeza, altura de la rodilla. Generalmente, por su facilidad de medición, las dimensiones estructurales son las que aparecen con más frecuencia en las bases de datos antropométricos disponibles.

Son mediciones corporales de personas en posición estática, ya sea de pie o sentada. Para realizar las mediciones se toman como referencia dos regiones anatómicas identificadas con pequeñas marcas en el cuerpo, y se obtiene, por ejemplo: estatura, la altura al hombro, al codo, altura sentado, longitud de mano, largo de brazo, circunferencia de la cabeza, diámetro de tronco, ancho de pie, entre otros (Hernandez, 2015). La figura 2.9 muestra las dimensiones antropométricas más comunes como la estatura, diámetros y longitudes de diferentes segmentos del cuerpo.

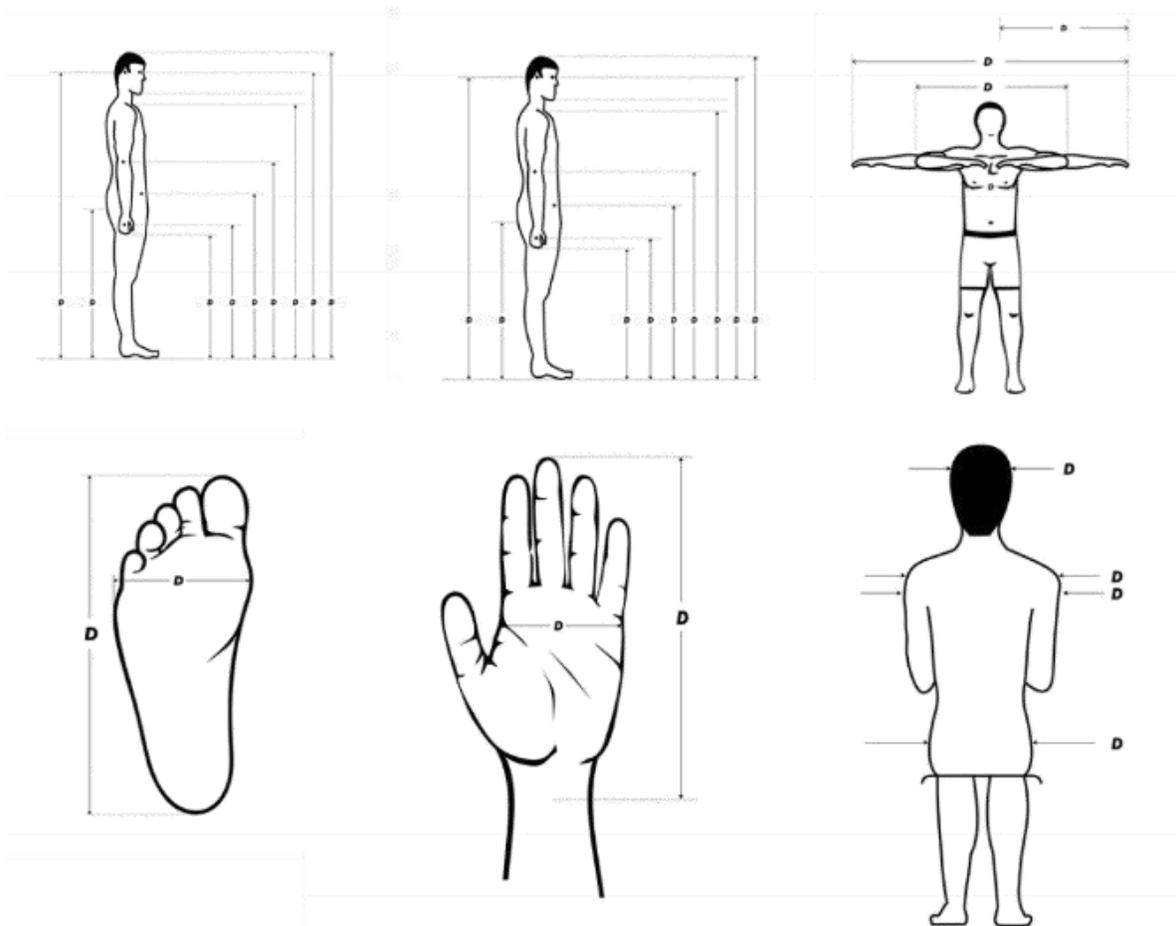


Figura 2.9 Dimensiones antropométricas comunes (Hernández, 2015).

### 2.4.3 Aplicación de datos antropométricos

Con frecuencia se escucha que los objetos y productos de diseño deben adaptarse al “promedio” de los usuarios. Esto está basado en una concepción errónea de los estadígrafos de la distribución normal. En primer lugar, desde el punto de vista técnico, el promedio es un dato teórico obtenido de la división de la sumatoria de todos los datos de una muestra, entre el total de datos; es decir, no es un dato real, y los datos reales que por casualidad resultan iguales son pocos.

En segundo lugar, este dato “promedio” sólo indica que alrededor de él se agrupan todos los demás, y nunca que la mayor parte de los datos son iguales a él. En tercer lugar, una adecuación a los datos promedio, deja en graves problemas al 45% de la población que

generalmente es mayor o menor que el promedio. Piénsese en la adecuación de la altura de una puerta al promedio de estatura de una población.

#### **2.4.4 Puntos antropométricos y enfoque estadístico de la antropometría**

Los puntos antropométricos son aquellos que sirven de referencia para realizar las distintas mediciones. Aunque no siempre es así, la mayor parte de ellos coincide con relieves óseos. Pueden estar situados sobre la línea media sagital (planos anterior, posterior y coronal) y son los llamados puntos impares. Los puntos pares o laterales se encuentran a ambos lados de la línea media sagital (Hernandez, 2015).

De acuerdo con Hernández (2015), debido a que los datos antropométricos son datos continuos, es común que el comportamiento de éstos se ajusten a la distribución normal (Kroemer, 2006) generando curvas “de campana” cuando se realiza el análisis de frecuencias y se grafican los datos de acuerdo a un histograma. Por lo tanto, es necesario conocer su distribución para determinar correctamente los percentiles que posteriormente ayudarán en la determinación de las dimensiones de los objetos y/o productos que serán diseñados.

#### **2.4.5 Craneometría**

La craneometría es la medida científica de las dimensiones de las bases del cráneo y la cara que proporciona, además, información individual según la raza. La suposición subyacente de la craneometría es que el tamaño y la forma del cráneo determinan el tamaño del cerebro (Sangvichien & al, 2017).

Existe una clara evidencia de variación entre las dimensiones craneales de diferentes poblaciones como coreanos, caucásicos, indios, entre otros. Se afirma que las características raciales están mejor definidas en el cráneo (Krishan, 2007). Como resultado, las dimensiones craneales constituyen una de las propiedades más importantes para determinar parámetros antropométricos.

En la Figura 2.10 se muestran las dimensiones antropométricas y puntos anatómicos de referencia más comunes utilizados en craneometría: Eu-Eu= Ancho de cabeza (1), G-Op= Longitud de cráneo (2), V-N=Altura de la cabeza (3), Al-Al=Amplitud nasal (4), N-Ns=Altura nasal (5), N-Gn=Amplitud facial (6), Ft-Ft=Ancho den frente (7), En-

En=Distancia intercantal interna (8), Ex-Ex=Distancia intercantal externa (9), Zy-Zy=Amplitud cigomática (10), Perímetro cefálico G-Op (11), G-V-Op=Longitud G-V-Op (12), Eu-V-Eu=Longitud Eu-V-Eu (13), V-Gn=Longitud V-Gn (14) y V-Po=Longitud V-Po (15).

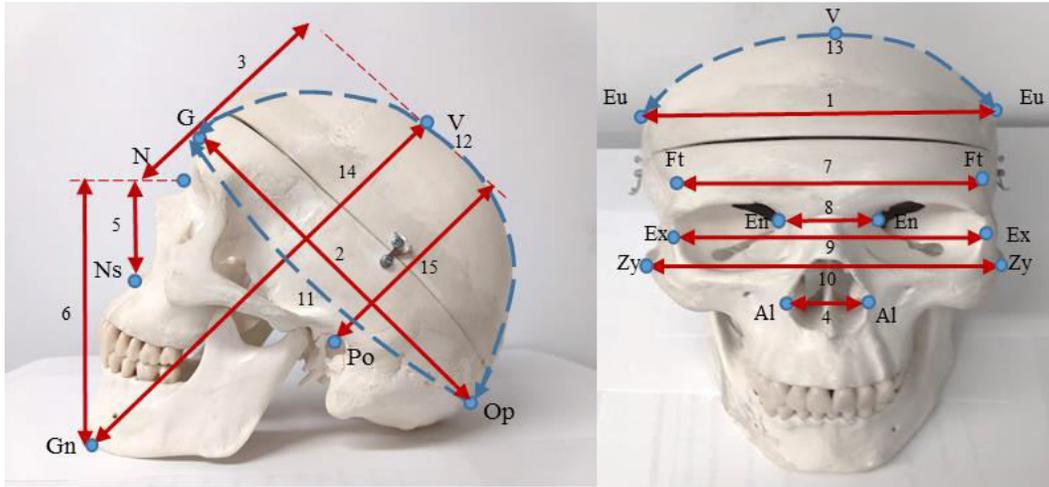


Figura 2.10 Dimensiones antropométricas y puntos craneométricos de referencia (Fuente: Elaboración propia).

## 2.5 Modelos estadísticos descriptivos

Un modelo es una representación de la realidad. Un modelo adecuado y conveniente siempre será aquel que explique de la manera más sencilla posible el sistema o fenómeno estudiado. Se debe tener en mente que no existe un modelo ciento por ciento realista que explique completamente la respuesta que observamos (medida en nuestra variable dependiente). Así mismo, el modelo está limitado al conjunto de datos conforme al cual fue creado.

Las predicciones que genere el modelo no pueden interpolarse fuera del rango de los datos bajo el cual fueron estimados los parámetros del modelo. Los modelos estadísticos tienen dos objetivos principales: Encontrar el modelo mínimo adecuado que mejor explique o describa los datos (a la variable de respuesta); y determinar los valores de los parámetros (de las variables predictoras) que mejor ajusten el modelo con los datos (máxima verosimilitud) (Roca, 2014).

### **2.5.1 Bioestadística**

La estadística es la ciencia que se encarga de obtener, describir e interpretar datos. La estadística es el lenguaje universal de las ciencias. El empleo cuidadoso de los métodos estadísticos permite obtener información precisa de los datos. Estos métodos incluyen: (1) definir cuidadosamente la situación, (2) obtener los datos, (3) resumir con precisión los datos y (4) obtener y comunicar las conclusiones importantes (Johnson, 2008).

El campo de la estadística trata de la recolección, presentación, análisis y uso de datos para tomar decisiones, solucionar problemas y diseñar productos y procesos. Específicamente, las técnicas estadísticas pueden construir una poderosa ayuda para diseñar nuevos productos y sistemas, mejorar diseños existentes, así como para diseñar, desarrollar y mejorar procesos de producción. Los métodos estadísticos se utilizan como ayuda para describir y entender la variabilidad (Montgomery, 2002).

Por otro lado, la bioestadística comprende métodos estadísticos para manejar la incertidumbre en el campo de la medicina (Indrayan, 2017). Bioestadística es la disciplina que se ocupa de (1) la recolección, organización, resumen y análisis de datos de origen biológico, y (2) la obtención de inferencias a partir de un volumen de datos cuando se examina solo una parte de éstos. Los números individuales utilizados para describir datos se les llaman medidas descriptivas (Wayen, 2002).

### **2.5.2 Estadística descriptiva**

El terreno de la estadística puede dividirse a grandes rasgos en dos campos de acción: estadística descriptiva y estadística inferencia. La estadística descriptiva incluye la obtención, presentación y descripción de los datos muestrales. Mientras que el término estadística inferencial se refiere a la técnica de interpretación de los valores resultantes de las técnicas descriptivas y la toma de decisiones, así como a la obtención de conclusiones relativas a la población (Johnson, 2008).

Los estudios que buscan evaluar el estado actual de una condición en un grupo de personas se denominan descriptivos. También son llamados estudios de prevalencia. La importancia de los estudios descriptivos es que, a través de estos estudios se evalúa la magnitud de un

problema. De igual forma, ayudan a evaluar lo que normalmente se ve en una población (Indrayan, 2017).

Una población es la colección o conjunto de individuos, objetos, o eventos cuyas propiedades serán analizadas. La población de interés debe definirse cuidadosamente y se considera que está definida por completo sólo cuando se especifica la lista de elementos que pertenecen a ella. Hay dos tipos de poblaciones: finitas e infinitas. Cuando se puede enumerar físicamente a todos los elementos que componen a una población se dice que la población es finita, mientras que cuando los elementos son ilimitados, se dice que la población es infinita.

Para realizar el estudio de grandes poblaciones se selecciona una muestra y se estudian los datos que la integran. Una muestra es el subconjunto de una población y está integrada por los individuos, objetos o medidas seleccionados por la persona que obtiene los elementos de la muestra. Una variable (o variable de respuesta) es una característica de interés relacionada con cada elemento individual de una población o muestra. Los datos son el conjunto de valores que se obtienen de la variable a partir de cada uno de los elementos que pertenecen a una población o a la muestra (Johnson, 2008).

Un estudio descriptivo puede generar hipótesis sobre la etiología de una enfermedad cuando la enfermedad se encuentra de forma más común en un grupo que en otros. Un estudio descriptivo generalmente va dirigido a un solo grupo, ya que no es necesario realizar comparaciones entre grupos para este tipo de estudios. Su diseño se basa principalmente en un plan de muestreo (Indrayan, 2017).

Las medidas descriptivas pueden calcularse a partir de los datos de una muestra o de una población. Una medida descriptiva calculada a partir de los datos de una muestra se llama estadístico. Una medida descriptiva calculada a partir de los datos de una población se llama parámetro. Algunos tipos de medidas descriptivas se pueden calcular a partir de un conjunto de datos, como las medidas de tendencia central y las medidas de dispersión (Wayne, 2002).

Las medidas de tendencia central conllevan información respecto al valor promedio de un conjunto de valores. Las tres medidas de tendencia central de uso más frecuente son: la media, la moda y la mediana. La media es el valor promedio de todas las observaciones, cuando las observaciones corresponden a una población se le conoce como media poblacional y se denota por la letra griega  $\mu$ . De acuerdo con Montgomery (2002), cuando

hay un número finito de observaciones (N) en la población, entonces la media poblacional (Ecuación 2.1) es la suma de los valores de la variable (x) dividida entre el número de valores (N):

$$\mu = \frac{\sum_{i=1}^N x_i}{N} \quad \text{Ecuación 2.1}$$

La media muestra  $\bar{x}$  (Ecuación 2.2), es el valor promedio de todas las observaciones del conjunto de datos correspondientes a una muestra. De acuerdo con Johnson (2008), la media se encuentra al sumar todos los valores de la variable (x) y dividir la suma entre el número de estos valores o “tamaño muestra” (n):

$$\bar{x} = \frac{\sum_{i=1}^n x_i}{n} \quad \text{Ecuación 2.2}$$

La mediana es el valor de los datos que ocupa la posición media cuando los datos están clasificados en orden de acuerdo a su tamaño. La mediana poblacional, M, es el dato situado en la posición media de toda la población clasificada (Johnson, 2008). La mediana muestral es una medida de tendencia central que divide los datos de una muestra en dos partes iguales, si el número de observaciones es par, la mediana está a la mitad de los dos valores centrales. La moda es el valor de los datos que ocurre con mayor frecuencia (Montgomery, 2002).

La dispersión de un conjunto de observaciones se refiere a la variación que existe entre éstas. Una medida de dispersión conlleva información respecto a la cantidad total de variabilidad presente en el conjunto de datos. Por variabilidad se entiende que observaciones sucesivas de un sistema o fenómeno no producen exactamente el mismo resultado. La variabilidad o dispersión de los datos puede describirse con la varianza muestra o la desviación estándar muestra. Si  $x_1, x_2, x_n$  es una muestra de n observaciones, entonces la varianza muestral (Ecuación 2.3) es:

$$s^2 = \frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}{n-1} \quad \text{Ecuación 2.3}$$

Si  $s^2$  es pequeña, entonces hay relativamente poca variabilidad en los datos, pero si es grande, la variabilidad es relativamente grande. La desviación estándar muestral, s, es la raíz cuadrada positiva de la varianza muestra (Montgomery, 2002). Si todos los valores son

iguales, no hay dispersión, pero si no todos son iguales, entonces existe dispersión en los datos. La magnitud de la dispersión es pequeña cuando los valores, aunque diferentes, son cercanos entre sí (Wayne, 2002).

Otra forma de visualizar lo anterior es considerar la varianza muestral  $s^2$  como una medida basada en  $n-1$  grados de libertad. El término grados de libertad resulta del hecho de que las  $n$  desviaciones  $x_1-\bar{x}$ ,  $x_2-\bar{x}$ , ...,  $x_n-\bar{x}$  siempre suman cero, por lo que al especificar los valores de cualesquiera  $n-1$  de estas cantidades automáticamente se determina la única que queda.

De acuerdo con Montgomery (2002), además de la varianza muestral y la desviación estándar muestral, el rango muestral (Ecuación 2.4) es una medida útil de la variabilidad, es la diferencia entre la observación más grande y la más pequeña, se define como:

$$r = \text{máx}(x_i) - \text{mín}(x_i) \quad \text{Ecuación 2.4}$$

Un percentil es una medida de dispersión que indica el valor por debajo del cual cae un porcentaje determinado de observaciones en un grupo de datos. Los percentiles representan el área bajo la curva normal, aumentando de izquierda a derecha (Johnson, 2008).

## **2.6 Mecánica de materiales**

La mecánica de materiales es una rama de la mecánica aplicada que trata del comportamiento de los cuerpos sólidos sometidos a diversas cargas (Gere & al., 2009). La mecánica de los materiales es una disciplina básica y esencial en la ingeniería, ya que estudia el comportamiento mecánico de todo tipo de estructuras, además de que examina las deformaciones y el desplazamiento provocado por cargas que actúan sobre unas estructuras y sus componentes (Díaz de León & al., 2018).

Según Ortiz (2007), la mecánica de los materiales puede definirse como el estudio de las propiedades de los cuerpos sólidos que les permite resistir la acción de fuerzas externas, el estudio de las fuerzas internas en los cuerpos y las deformaciones causadas por los estados de sollicitación de las fuerzas externas.

Otros nombres para este campo de estudio son resistencia de materiales y mecánica de los cuerpos deformables, sin embargo, existen diferencias conceptuales entre ambas disciplinas. La resistencia de materiales es un área de la física que se dedica al estudio del

comportamiento de los cuerpos sólidos mediante el análisis de la relación entre las cargas aplicadas a un cuerpo deformable y la intensidad de las fuerzas internas que actúan sobre este; en otras palabras, estudia el comportamiento de los cuerpos sólidos sometidos a diferentes tipos de carga por medio del análisis del comportamiento de sus deformaciones.

La resistencia de materiales es importante porque proporciona los elementos fundamentales para determinar las capacidades de carga de los elementos utilizados en ingeniería. La teoría de la resistencia de materiales tiene como objetivo determinar los métodos que permiten determinar los materiales las formas y las dimensiones adecuadas que requieren los elementos de una estructura o máquina para resistir o transmitir la acción de fuerzas exteriores de esa forma cumple la función para la que fue diseñada.

Una estructura es un elemento diseñado para resistir o transmitir cualquier tipo de carga y considerar aspectos tales como forma, dimensiones del material, fuerzas externas aplicadas, fuerzas internas y rigidez de la estructura (medida de la deformación del material), entre otros (Díaz de León & al., 2018).

El estudio de la mecánica de materiales parte de la premisa de que hay un límite de esfuerzo que un material puede soportar de manera segura en el momento de realizar la actividad o función para la cual fue diseñado. En la mecánica de materiales se analizan los esfuerzos y las deformaciones unitarias dentro de cuerpos reales; es decir, cuerpos de dimensiones finitas que se deforman con cargas.

El objetivo principal de la mecánica de materiales es determinar los esfuerzos, las deformaciones unitarias, los desplazamientos en estructuras y sus componentes debidas a las cargas que actúan sobre ellas. Comprender el comportamiento mecánico es esencial para el diseño seguro de todos los tipos de estructuras (Gere & al., 2009).

Para determinar los esfuerzos y las deformaciones unitarias, empleamos las propiedades físicas de los materiales, así como numerosas leyes y conceptos teóricos. De acuerdo con Gere (2009) estos conceptos se pueden ilustrar en su forma más elemental considerando una barra prismática sometida a fuerzas axiales. Una barra prismática es un elemento estructural recto que tiene la misma sección transversal en toda su longitud y una fuerza axial es una carga dirigida a lo largo del eje del elemento, lo que resulta en esfuerzos de tensión o de compresión en la barra.

Al dibujar el diagrama de cuerpo libre no tomamos en cuenta el peso de la barra misma y suponemos que las únicas fuerzas activas son las fuerzas axiales  $P$  en los extremos. Luego, consideramos dos vistas de la barra; la primera muestra la misma barra antes de la aplicación de las cargas (Figura 2.11b) y la segunda la muestra después de aplicar las cargas (Figura 2.11c). Observe que la longitud original de la barra se denota con la letra  $L$  y el incremento en longitud debido a las cargas se denota con la letra griega  $\delta$  (delta). Las fuerzas internas en la barra quedan expuestas si hacemos un corte imaginario por la barra en la sección  $mn$  (Figura 2.11c). Como esta sección se toma perpendicularmente al eje longitudinal de la barra, se denomina sección transversal.

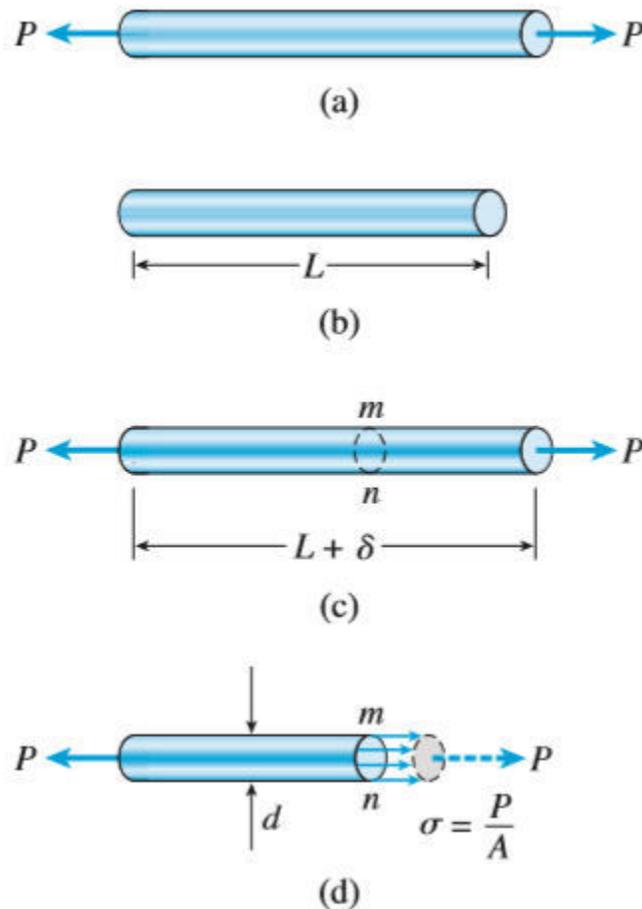


Figura 2.11 Barra prismática en tensión: (a) diagrama de cuerpo libre de un segmento de la barra, (b) segmento de la barra antes de la aplicación de las cargas, (c) segmento de la barra después de la aplicación de las cargas y (d) esfuerzos normales en la barra (Gere & al., 2009).

Ahora aislamos la parte de la barra a la izquierda de la sección transversal mn como un cuerpo libre (Figura 2.11d). En el extremo derecho de este cuerpo libre (sección mn) mostramos la acción de la parte eliminada de la barra (es decir, la parte a la derecha de la sección mn) sobre la parte restante. Esta acción consiste en esfuerzos distribuidos en forma continua que actúan sobre toda la sección transversal y la fuerza axial P que actúa en la sección transversal es la resultante de estos esfuerzos. (La fuerza resultante se muestra con una línea discontinua en la figura 2.11d.)

Los conceptos fundamentales en mecánica de materiales son el esfuerzo y la deformación unitaria. El esfuerzo tiene unidades de fuerza por unidad de área y se denota por la letra griega  $\sigma$  (sigma). En general, los esfuerzos que actúan sobre una superficie plana pueden ser uniformes en toda el área o bien variar en intensidad de un punto a otro. De acuerdo con Díaz de León (2018), el esfuerzo (Ecuación 2.5) se expresa como la relación entre la carga aplicada y la sección transversal resistente, esto es:

$$\sigma = \frac{P}{A} \quad \text{Ecuación 2.5}$$

Donde:

$\sigma$ : Esfuerzo normal

P: Carga aplicada al cuerpo expresada en N o lb (SI)

A: Área de la sección transversal expresada en  $m^2$  o  $in^2$  para el Sistema Inglés.

De acuerdo con Beer (2010), para definir el esfuerzo en un punto dado Q en la sección transversal, debe considerarse una pequeña área  $\Delta A$ . Cuando se divide la magnitud de  $\Delta F$  entre  $\Delta A$ , se obtiene el valor promedio del esfuerzo (Ecuación 2.6) a través de  $\Delta A$ . Al aproximar a cero, se halla el esfuerzo en el punto Q:

$$\sigma = \lim_{\Delta A \rightarrow 0} \frac{\Delta F}{\Delta A} \quad \text{Ecuación 2.6}$$

De la ecuación (Ecuación 2.6), se deduce que la magnitud de la resultante de las fuerzas internas distribuidas es (Ecuación 2.7):

$$\int dF = \int_A \sigma dA \quad \text{Ecuación 2.7}$$

No obstante, las condiciones de equilibrio de cada una de las porciones requieren que esta magnitud sea igual a la magnitud  $P$  de las cargas concentradas. Se tiene, entonces (Ecuación 2.8),

$$P = \int dF = \int_A \sigma dA \quad \text{Ecuación 2.8}$$

lo que significa que el volumen bajo cada una de las superficies esforzadas debe ser igual a la magnitud  $P$  de las cargas. Esto, sin embargo, es la única información que es posible determinar. La distribución real de los esfuerzos en cualquier sección dada es estáticamente indeterminada. Para saber más acerca de esta distribución, es necesario considerar las deformaciones que resultan del modo particular de la aplicación de las cargas en los extremos.

Puesto que el esfuerzo normal se obtiene dividiendo la fuerza axial entre el área de la sección transversal, tiene unidades de fuerza por unidad de área. Cuando se utilizan unidades SI, la fuerza se expresa en newtons (N) y el área en metros cuadrados ( $m^2$ ). En consecuencia, el esfuerzo tiene unidades de newtons por metro cuadrado ( $N/m^2$ ), es decir, pascales (Pa). Sin embargo, el pascal es una unidad de esfuerzo tan pequeña que es necesario trabajar con múltiplos grandes, usualmente con el mega pascal (MPa). Para el sistema inglés, el esfuerzo tiene unidades de  $lb/in^2$  (psi).

### **2.6.1 Tipos de Esfuerzos**

La capacidad de soportar la carga de un elemento mecánico depende del límite elástico del material utilizado para su manufactura. En los materiales dúctiles existe una región llamada de proporcionalidad o zona elástica, que obedece la ley de Hooke y para la cual existe una total correspondencia entre la magnitud del esfuerzo aplicado y la magnitud de la deformación unitaria. Las deformaciones aplicadas nunca serán permanentes, por lo que se considera que el material no altera a su forma a lo largo de su vida útil.

Las condiciones de carga de los cuerpos pueden ser muy diversas, aunque los tipos de esfuerzo que se experimentan se pueden resumir en tres tipos de esfuerzos: tensión, compresión y esfuerzo cortante. Sin embargo, es común revisar casos particulares de estos esfuerzos, como el aplastamiento, la flexión o las concentraciones de esfuerzos, que a su vez

generan condiciones de esfuerzos normales en las zonas del material del que está hecha la pieza en estudio (Díaz de León & al., 2018).

Cuando una barra es estirada por las fuerzas P, los esfuerzos son esfuerzos de tensión; si se invierte la dirección de las fuerzas, la barra se comprime y se obtienen esfuerzos de compresión. Puesto que los esfuerzos actúan en una dirección perpendicular a la superficie cortada, se denominan esfuerzos normales. Y, por tanto, los esfuerzos normales pueden ser de tensión o de compresión. Cuando se requiere una convención de signos para los esfuerzos normales, se acostumbra definir a los esfuerzos de tensión como positivos y a los esfuerzos de compresión como negativos (Gere & al., 2009).

El esfuerzo de aplastamiento ocurre cuando un cuerpo es soportado por otro; es decir, es el esfuerzo de compresión desarrollado entre dos cuerpos en su superficie de contacto. El esfuerzo de corte, esfuerzo cortante o cizalladura considera un área paralela o tangencial a la dirección de la fuerza aplicada, y aparece siempre que las fuerzas aplicadas obliguen a una sección del material que va desplazarse o deslizarse sobre la sección adyacente (Díaz de León & al., 2018).

### 2.6.3 Factores de seguridad

Como se debe evitar la falla estructural, las cargas que una estructura debe soportar deben ser mayores que las cargas a que se someterá cuando esté en servicio. Como la resistencia es la habilidad de una estructura para resistir cargas, el criterio anterior se puede volver a plantear como sigue: la resistencia real de una estructura debe ser mayor que la resistencia requerida (Gere & al., 2009). La razón entre la resistencia real y la resistencia requerida se denomina factor de seguridad n (Ecuación 2.9):

$$\text{Factor de seguridad } n = \frac{\text{Resistencia real}}{\text{Resistencia requerida}} = \frac{\sigma_{yp}}{\sigma_{trabajo}} \quad \text{Ecuación 2.9}$$

Donde:

$\sigma_{yp}$ : Esfuerzo de cedencia (en ingles “yield point”) N/m<sup>2</sup>, lb/in<sup>2</sup>.

Por supuesto, para evitar la falla el factor de seguridad debe ser mayor que 1.0. Dependiendo de las circunstancias, se utilizan factores de seguridad un poco mayores que 1.0 y hasta de 10.

#### 2.6.4 Deformación unitaria normal

Una barra recta cambiará su longitud al cargarla axialmente, haciéndose más larga en tensión y más corta en compresión. Por ejemplo, en la barra prismática de la figura 2.8, el alargamiento o desplazamiento  $\delta$  de esta barra (Figura 2.8c) es el resultado acumulativo del alargamiento (desplazamientos) de todos los elementos del material en todo el volumen de la barra. Supongamos que el material es el mismo en toda la barra. Entonces, si consideramos la mitad de la barra (longitud  $L/2$ ), tendrá un alargamiento igual a  $\delta/2$  y si consideramos un cuarto de la barra, tendrá un alargamiento igual a  $\delta/4$ . En general, el alargamiento de un segmento es igual a su longitud dividida entre la longitud total  $L$  y multiplicada por el alargamiento  $\delta$ . Por tanto, una longitud unitaria de la barra tendrá un alargamiento igual a  $1/L$  por  $\delta$ . Esta cantidad se denomina alargamiento por unidad de longitud, o deformación unitaria. que la deformación unitaria está dada por la ecuación Ecuación 2.10:

$$\epsilon = \frac{\delta}{L} \quad \text{Ecuación 2.10}$$

Donde:

$\epsilon$ : Deformación unitaria normal

$\delta$ : desplazamiento

$L$ : longitud total

Si la barra está en tensión, la deformación unitaria se denomina deformación unitaria por tensión, que representa un alargamiento o estiramiento del material. Si la barra está en compresión, la deformación unitaria es una deformación unitaria por compresión y la barra se acorta. En general, la deformación unitaria por tensión se considera positiva y la deformación unitaria por compresión como negativa. La deformación unitaria se denomina deformación unitaria normal debido a que está asociada con los esfuerzos normales. Como la deformación unitaria normal es la razón de dos longitudes, es una cantidad adimensional,

es decir, no tiene unidades. Por tanto, la deformación unitaria se expresa simplemente como un número, independiente de cualquier sistema de unidades. Los valores numéricos de la deformación unitaria suelen ser muy pequeños, debido a que las barras hechas de material estructural sólo experimentan cambios pequeños de longitud cuando se someten a cargas (Gere & al., 2009).

### **2.6.5 Diagramas de esfuerzo-deformación unitaria**

Después de realizar un ensayo de tensión o compresión y de determinar el esfuerzo y la deformación unitaria para varias magnitudes de la carga, se puede trazar un diagrama del esfuerzo en función de la deformación unitaria.

El diagrama de esfuerzo-deformación unitaria permite revisar el comportamiento del material y de observar si existe un patrón de comportamiento que identifique las regiones elásticas y plásticas del material. Ese diagrama esfuerzo-deformación unitaria es una característica del material particular que se ensaya y contiene información importante sobre sus propiedades mecánicas y el tipo de comportamiento (Timoshenko, 1983).

De acuerdo con Díaz de León (2018) para el estudio de la relación entre el esfuerzo y la deformación generada en un cuerpo se parte de las siguientes premisas:

- 1.- Los esfuerzos aplicados estarán por debajo del límite de cedencia del material. Por lo tanto, los materiales estudiados se comportarán conforme a la ley de Hooke.
- 2.- Sólo se evalúan materiales que presenten zonas elásticas y plásticas bien definidas.
- 3.- No se consideran materiales de comportamiento elastoplástico, porque éstos deberán analizarse de forma particular.
- 4.- Se considerará que el material es homogéneo en todas sus direcciones.

El diagrama inicia con una línea recta desde el origen O hasta el punto A (Figura 2.12), que indica que la relación entre el esfuerzo y la deformación unitaria en esta región inicial no sólo es lineal sino también proporcional. La región elástica está definida por una línea recta que parte del origen se mantiene con una pendiente continua hasta el punto de cedencia. Más allá del punto A, ya no existe la proporcionalidad entre el esfuerzo y la deformación unitaria;

de aquí que al esfuerzo en A se le nombre límite de proporcionalidad. La pendiente de la línea recta de O a A se denomina módulo de elasticidad.

Debido a que la pendiente tiene unidades de esfuerzo dividido entre la deformación unitaria, el módulo de elasticidad tiene las mismas unidades que el esfuerzo. Con un incremento en el esfuerzo más allá del límite de proporcionalidad, la deformación unitaria comienza a aumentar más rápidamente con cada incremento del esfuerzo. En consecuencia, la curva esfuerzo-deformación unitaria tiene una pendiente cada vez menor, hasta que en el punto B la curva se vuelve horizontal.

Después de límite elástico se presenta pequeña región que exhibe un comportamiento de transición entre las zonas de deformación elástica y plástica (Díaz de León & al., 2018). A partir de este punto ocurre un alargamiento considerable de la muestra para ensayo sin un aumento notable en la fuerza de tensión (del punto B al C). Este fenómeno se conoce como fluencia del material y el punto B se denomina punto de fluencia (Gere & al., 2009).

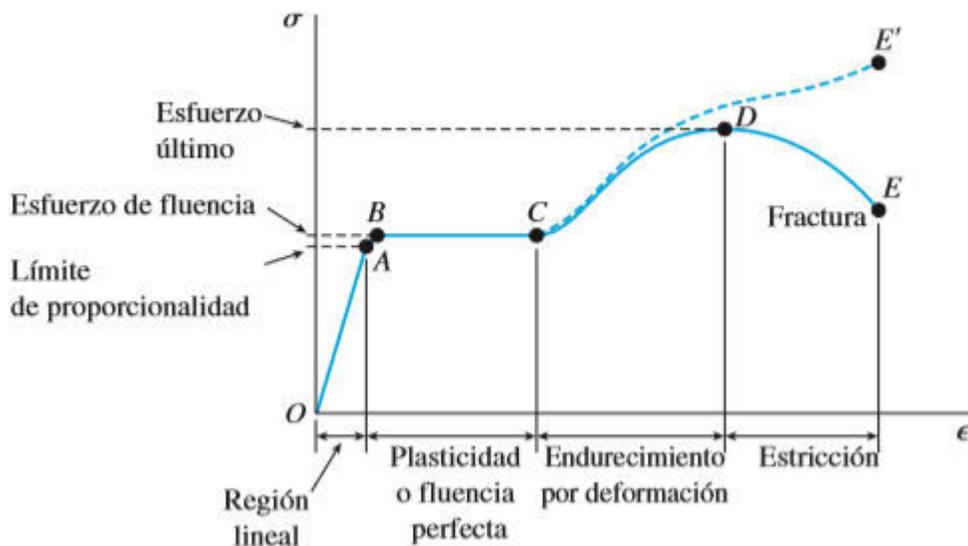


Figura 2.12 Diagrama esfuerzo-deformación unitaria para un acero estructural común en tensión (no a escala) (Gere & al., 2009).

En la región de B a C el material se vuelve perfectamente plástico, lo cual significa que se deforma sin un aumento en la carga aplicada. El alargamiento de una muestra de acero dulce en la región perfectamente plástica usualmente es de 10 a 15 veces el alargamiento que ocurre en la región lineal (entre el inicio de la carga y el límite de proporcionalidad). La presencia

de deformaciones unitarias muy grandes en la región plástica (y más allá de ésta) es la razón para no trazar este diagrama a escala.

Después de experimentar las grandes deformaciones unitarias que ocurren durante la fluencia en la región BC, el acero comienza a endurecerse por deformación. Posteriormente, se presenta una región donde la tasa de deformación se incrementa, pero los incrementos en el esfuerzo aplicado no tienen una elevada magnitud, denominada rango plástico, en el que el material desarrolla deformaciones permanentes (Díaz de León & al., 2018).

Durante el endurecimiento por deformación el material experimenta cambios en su estructura cristalina, resultando en una resistencia mayor del material ante una deformación adicional. La elongación de la muestra de ensayo en esta región requiere un aumento en la carga de tensión y, por tanto, el diagrama esfuerzo-deformación unitaria tiene una pendiente positiva de C a D.

Al final, la carga llega a su valor máximo y el esfuerzo correspondiente (en el punto D) se denomina esfuerzo último. Un alargamiento adicional de la barra en realidad se acompaña de una reducción en la carga y la fractura finalmente ocurre en un punto como el E. El esfuerzo de fluencia y el esfuerzo último de un material también se denominan resistencia de fluencia y resistencia última, respectivamente. Resistencia es un término general que se refiere a la capacidad de una estructura para resistir cargas (Gaweł & al, 2016).

### **2.6.6 Módulo de elasticidad y deformación verdadera**

Un recurso importante para determinar las propiedades de los materiales es la pendiente de la región elástica, la cual define el módulo de elasticidad (Ecuación 2.11) que puede escribirse:

$$E = \frac{\sigma}{\epsilon} \quad \text{Ecuación 2.11}$$

Si la expresión del módulo de elasticidad se expresa en función de la deformación unitaria (Ecuación 2.12):

$$\epsilon = \frac{\sigma}{E} \quad \text{Ecuación 2.12}$$

Como  $\sigma = \frac{P}{A}$ , por lo tanto:

$$\epsilon = \frac{P}{EA} \quad \text{Ecuación 2.13}$$

puesto que  $\epsilon$  (Ecuación 2.13) identifica la deformación unitaria, la cual es adimensional, es necesario multiplicar por la dimensión original. Con el objetivo de identificar la deformación verdadera se obtiene (Ecuación 2.14):

$$\delta = \epsilon L \quad \text{Ecuación 2.14}$$

Por lo tanto:

$$\delta = \frac{PL}{AE} \quad \text{Ecuación 2.15}$$

Esta expresión (Ecuación 2.15) nos permite evaluar la magnitud de la deformación a lo largo de su eje principal cuándo se aplica una carga alineada al eje principal.

## 2.7 Biomecánica

El concepto de la palabra biomecánica resulta de la combinación del prefijo “bio” que significa vida y la palabra “mecánica” que significa el estudio de las fuerzas, por lo tanto, biomecánica se puede definir como el estudio de las fuerzas en los seres vivos (Hernandez, 2015).

En los inicios de los años 70's, la comunidad científica adoptó el término biomecánica como la ciencia que aplica los principios de la mecánica en el estudio de los organismos vivos. La biomecánica considerados tipos de fuerzas, las internas que son producidas por los músculos y las externas que actúan en el cuerpo provenientes de una fuerte externa (Hall, 2012).

El principal objetivo de la biomecánica es aportar al conocimiento de una de las estructuras más complejas, es decir, el cuerpo humano a través del estudio de los tejidos blandos y su respuesta mecánica. La biomecánica se considera una rama de la bioingeniería y esta a su vez es un campo interdisciplinario en el cual los principios y métodos de la ingeniería, ciencias básicas y la tecnología son aplicados al diseño, prueba y construcción de equipos utilizados en la medicina para entender, definir y solucionar problemas en la fisiología y la biología (Nordin & Frankel, 2001).

La función principal del esqueleto es su papel como tejido de soporte en el cuerpo humano. La estructura jerárquica específica del hueso es esencial para las propiedades mecánicas únicas del hueso. La combinación de componentes orgánicos e inorgánicos proporciona al hueso una resistencia extrema contra la tensión, la compresión y el esfuerzo de flexión, así como la torsión (Vorndran, 2015).

El remodelado óseo también tiene lugar como respuesta a sollicitaciones mecánicas-o a la falta de estas-puesto que se deposita hueso donde se solicita. Este fenómeno se conoce como la Ley de Wolf y se demuestra por el marcado engrosamiento cortical en el lado cóncavo de un hueso curvado, además del alineamiento de los sistemas trabeculares a lo largo de las líneas de carga en la estructura interna del extremo proximal del fémur.

De acuerdo con Bruce (2000), es probable que el fenómeno de la ley de Wolff esté mediado por potenciales eléctricos inducidos. Por ejemplo, en un hueso tubular curvado –o una trabécula curvada de hueso esponjoso- existe una carga o potencial eléctrico negativo en el lado cóncavo (fuerza de compresión) y una carga positiva en el lado convexo (fuerza de tensión). Además, una carga negativa induce el depósito de hueso, mientras que una carga positiva induce la reabsorción ósea.

En la Tabla 2.3 se desglosan las principales propiedades biomecánicas del hueso cortical y del hueso esponjoso.

Tabla 2.3 Propiedades mecánicas de las estructuras óseas (Díaz León & al, 2016)

<b>Propiedad</b>	<b>Hueso cortical</b>	<b>Hueso esponjoso</b>
Tensión (MPa)	50-150	10-100
Resistencia a la compresión (MPa)	130-230	2-12
Módulo de Young (GPa)	7-30	0.002-0.5
Deformación (%)	1-3	5-7
Resistencia al corte (MPa)	53-70	53-70
Módulo cortante (GPa)	3	3

El estudio de las propiedades mecánicas del hueso permite predecir las características que estos van a poseer en el cuerpo humano. Currey (1970) afirma que el hueso es casi dos veces más resistente a compresión de lo que lo es a tensión. La resistencia máxima a tensión se ha considerado como la propiedad mecánica más importante de esta estructura. Por

consiguiente, la mayoría de las pruebas hechas para estudiar las propiedades mecánicas de los huesos han sido a tensión con probetas orientadas a lo largo del eje axial de los huesos.

Las propiedades biomecánicas son críticas en la ingeniería de tejidos. Son importantes tanto para el desarrollo de tejidos in vitro como para los implantes in vivo de construcciones de andamios celulares. Los parámetros físicos y biológicos afectan el éxito de la regeneración y remodelación de anatomías macro y microscópicas (Meyer, 2006).

Las estimaciones del estrés y la tensión del material son necesarias durante el diseño de dispositivos biomecánicos para minimizar la posibilidad de falla. Por lo tanto, se requiere un análisis de tensión para garantizar que todos los componentes del dispositivo funcionen por debajo del límite de fatiga. Para estructuras deformables, se requiere una estimación de deformaciones para garantizar que durante la deformación máxima, los componentes no entren en contacto con otras estructuras, lo que podría causar interferencias y modos de falla inesperados.

Las soluciones analíticas generalmente se limitan a problemas lineales y geometrías simples gobernadas por condiciones de frontera simples. Las condiciones de frontera pueden considerarse datos de entrada o restricciones en la solución que se aplican en los límites del sistema. La mayoría de los problemas prácticos de ingeniería involucran alguna combinación de material, no linealidad geométrica, geometría compleja y condiciones de frontera mixtas.

En particular, todos los materiales biológicos tienen un comportamiento elástico no lineal y la mayoría experimenta grandes desplazamientos cuando se deforma. Como resultado, las no linealidades de una forma u otra suelen estar presentes en la formulación de problemas en biomecánica. Estas no linealidades se describen mediante las ecuaciones que relacionan la tensión con la tensión y la tensión con el desplazamiento.

La aplicación de métodos analíticos a tales problemas requeriría tantas suposiciones y simplificaciones que los resultados tendrían poca precisión y, por lo tanto, tendrían poco valor de ingeniería. Por lo tanto, no hay otra alternativa que recurrir a métodos aproximados o numéricos. El método numérico más popular para resolver problemas en biomecánica es

el método de elementos finitos (MEF), también conocido como análisis de elementos finitos (FEA). (Ratner & al, 2012).

### **2.7.1 Método de Elemento Finito**

El método de elementos finitos (MEF) es una técnica matemática que busca encontrar soluciones numéricas aproximadas a las ecuaciones del cálculo que predicen la respuesta de sistemas físicos sujetos a influencias externas; este método es usado cuando la solución por métodos analíticos clásicos es demasiado complicada. En general, el método de los elementos finitos modela un sistema como un ensamble de pequeñas partes, denominados elementos (Klaus-Jürgen, 2014).

El análisis de elementos finitos es un enfoque computacional ampliamente utilizado en la mecánica de sólidos y fluidos en el que una estructura compleja se divide en un gran número de partes o elementos más pequeños, con nodos de interconexión, cada uno con una geometría mucho más simple que la de toda la estructura. El MEF es una aproximación parte por parte en el cual, la función de aproximación se forma conectando funciones sencillas, cada una definida sobre un elemento. El fenómeno está formado por lo siguiente: a) Dominio y frontera, b) Ecuación diferencial, y c) Condiciones de frontera.

El comportamiento de la variable desconocida dentro del elemento y la forma del elemento están representados por funciones simples que están vinculadas por parámetros que se comparten entre los elementos en los nodos. Al vincular estos elementos simples, la complejidad de la estructura original se puede duplicar con buena fidelidad. Después de tener en cuenta las condiciones de contorno, siempre resulta un gran sistema de ecuaciones para los parámetros nodales desconocidos; estas ecuaciones se resuelven simultáneamente por una computadora, usando medios indirectos o iterativos.

El análisis de elementos finitos es extremadamente versátil. El tamaño y la configuración de los elementos se pueden ajustar para adaptarse mejor al problema; Las geometrías complejas se pueden discretizar y las soluciones se pueden avanzar en el tiempo para analizar sistemas dinámicos. Muy a menudo, se usan métodos analíticos simples para hacer una primera

aproximación al diseño del dispositivo, y posteriormente se usa MEF para refinar aún más el diseño e identificar potenciales concentraciones de estrés.

El análisis de elementos finitos se puede aplicar tanto a sólidos como a fluidos o, con una complejidad adicional, a los sistemas que contienen ambos. Aunque fue desarrollado originalmente para ayudar a los ingenieros estructurales a analizar el estrés y la tensión, los científicos y biólogos han adoptado el MEF para estudiar el entorno dinámico dentro de las arterias, los músculos e incluso las células (Ratner & al, 2012).

La región de interés (continuo) está discretizada, es decir, subdividida en un número menor de regiones llamadas elementos, interconectadas en puntos nodales. Los nodos también se pueden colocar en el interior de un elemento. En una dimensión, los elementos son segmentos de línea; en dos dimensiones, generalmente son triángulos o cuadriláteros. En tres dimensiones, pueden ser prismas rectangulares (hexahedros) o prismas triangulares (tetraedros), como se muestra en la Figura 2.13.

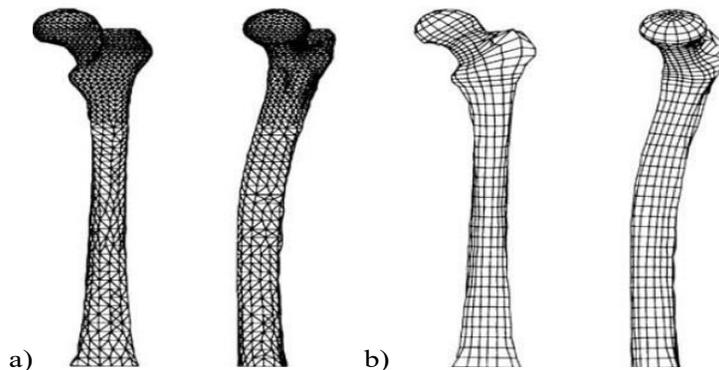


Figura 2.13 Representaciones 3D correspondientes al MEF del fémur humano mostrando a) elementos tetraédricos y b) elementos hexaédricos. (Middleton & al., 1996)

La red de elementos y nodos que “discretizan” una región se conoce como malla. La densidad de malla se incrementa a medida que más elementos se colocan dentro de una región dada. El refinamiento de malla ocurre cuando la malla se modifica de un análisis de un modelo al siguiente análisis para producir resultados mejorados. Existen tres formas básicas para generar una malla de elementos: manual, semiautomática o completamente automatizada

(Budynas, 2008). La Figura 2.14 muestra el enmallado automático del modelo de placa delgada.

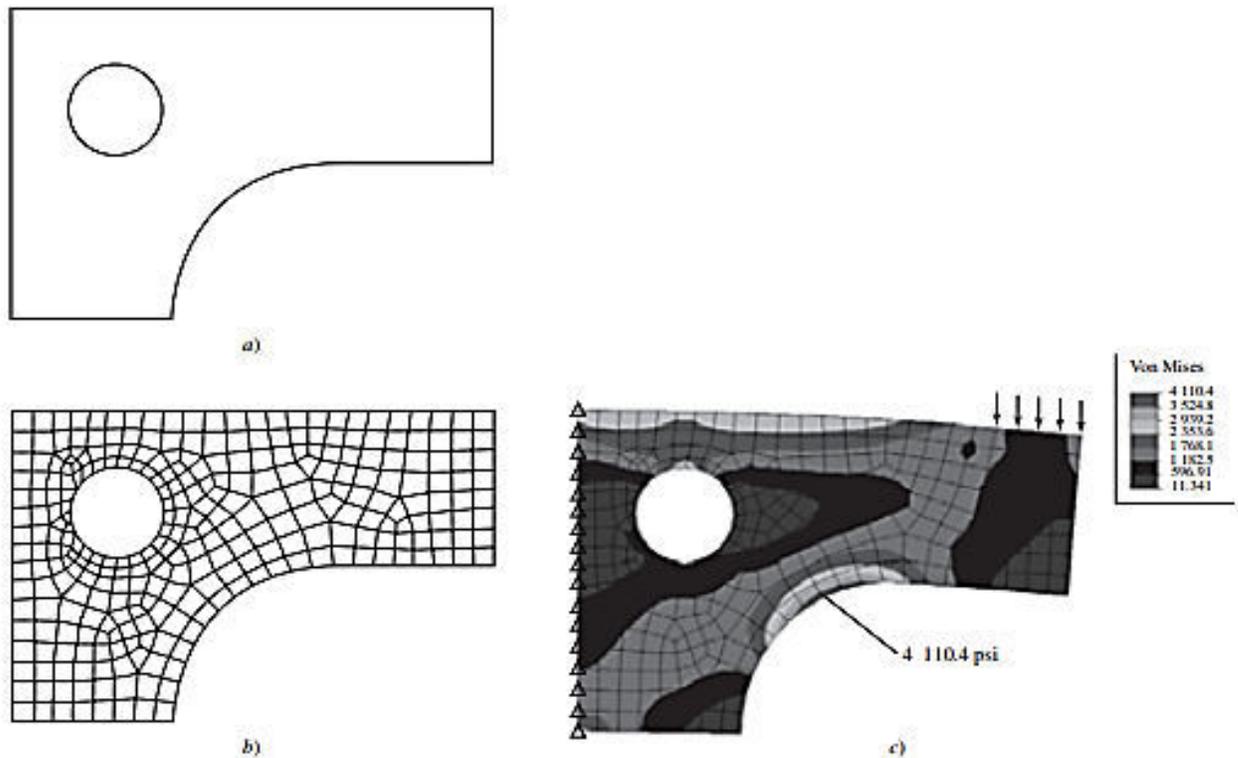


Figura 2.14 Enmallado automático del modelo de placa delgada con a) Fronteras del modelo, b) enmallado automático y c) deflexión (a escala exagerada) con contornos de esfuerzo (Budynas, 2008).

Existen dos formas básicas de especificar cargas en una estructura: nodal y por carga de elementos. No obstante, la carga de elementos finalmente se aplica a los nodos empleando cargas nodales equivalentes. La fuerza neta y/o momento puede aplicarse a un solo nodo, siempre que el elemento soporte los grados de libertad asociados con la fuerza y/o el momento en el nodo. Las cargas de elementos incluyen cargas estáticas debidas a la gravedad (peso), efectos térmicos, cargas superficiales tales como la presión hidrostática y uniforme, y cargas dinámicas debidas a aceleración constante y rotación en estado estacionario (aceleración centrífuga).

Por lo general, la carga superficial puede aplicarse a la mayoría de los elementos. Por ejemplo, las cargas de línea transversal lineal o uniforme (fuerza/longitud) pueden especificarse en vigas. Por lo regular, la presión uniforme y lineal puede aplicarse en los bordes de elementos axiales simétricos y de plano bidimensional. La presión lateral se puede aplicar sobre elementos de placa y sobre la superficie de elementos de ladrillo sólidos.

Las ecuaciones de restricción de punto múltiple se emplean con bastante frecuencia para modelar condiciones de frontera o conexiones rígidas entre miembros elásticos. Cuando se utilizan en esta última forma, las ecuaciones actúan como elementos y entonces se conocen como elementos rígidos. Los elementos rígidos pueden rotar o trasladarse únicamente de manera rígida. Los elementos de frontera se utilizan para forzar desplazamientos específicos distintos de cero sobre una estructura. Los elementos de frontera también pueden ser útiles al modelar condiciones de frontera que son laterales del sistema coordinado global.

Con los actuales paquetes de CAD y generadores automáticos de mallas, es posible crear un modelo sólido y enmallar el volumen con elementos finitos. Con las velocidades de computación actuales, resulta sencillo crear un modelo con números extremadamente grandes de elementos y nodos. La Figura 2.15 representa un modelo de un eje escalonado de acero.

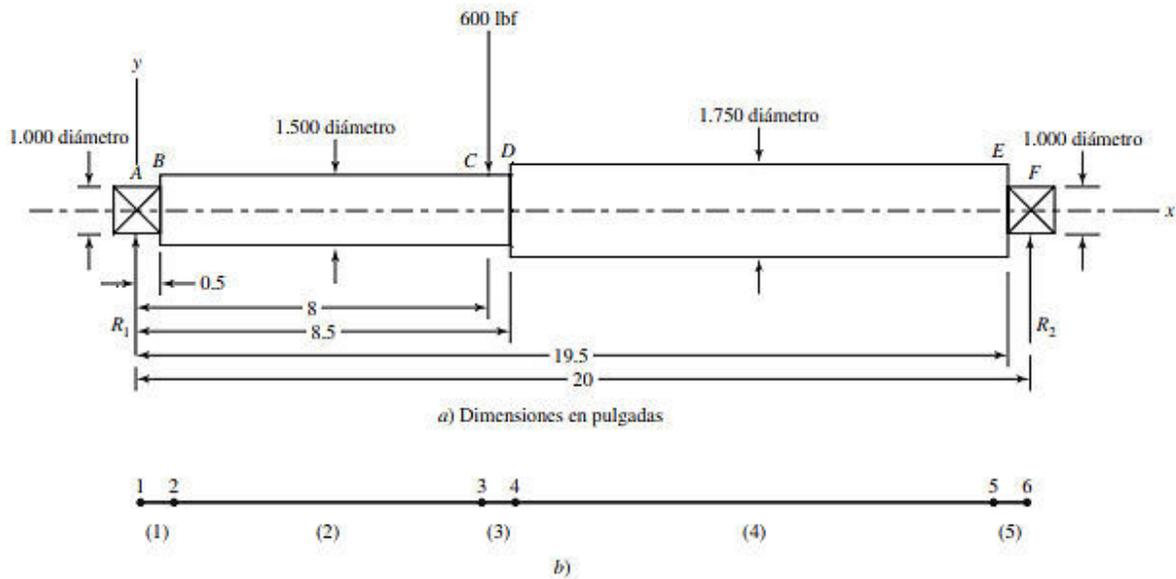


Figura 2.15 a) Eje escalonado de acero y b) modelo de elemento finito empleando cinco elementos de viga (Budynas, 2008).

## 2.8 Red neuronal artificial

De acuerdo con Susuki (2011), una red neuronal artificial (RNA) es un modelo matemático que intenta simular estructura y funcionalidades de redes neuronales biológicas. El bloque de construcción básico de cada red neuronal artificial es una neurona artificial, es decir, un modelo matemático simple (función). Tal modelo tiene tres conjuntos simples de reglas: multiplicación, suma y activación. A la entrada de la neurona artificial las entradas se ponderan lo que significa que cada valor de entrada se multiplica con el peso individual. En la sección media de la neurona artificial se suma la función que adiciona todas las entradas ponderadas y el sesgo. A la salida de la neurona artificial, la suma de entradas previamente

ponderadas y el sesgo pasan a través de la función de activación que también se llama función de transferencia (Figura 2.16) (Susuki, 2011).

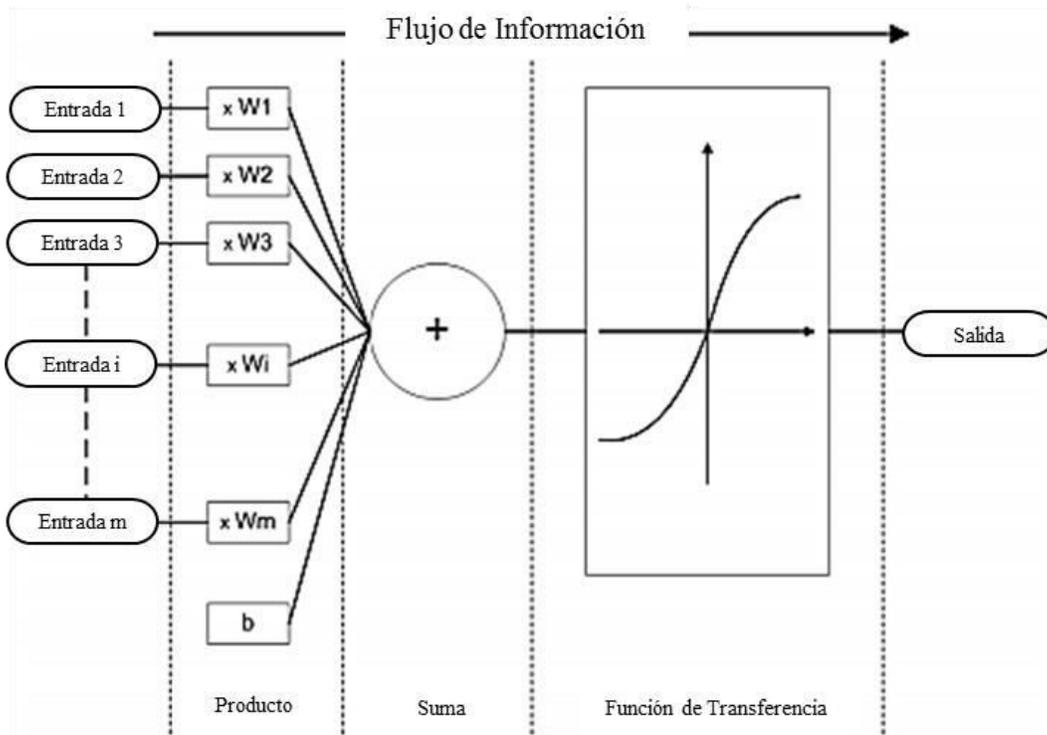


Figura 2.16 Principio de Funcionamiento de una red neuronal (Susuki, 2011).

Las redes neuronales se componen de elementos simples que operan en paralelo. Estos elementos están inspirados en los sistemas nerviosos biológicos. Como en la naturaleza, las conexiones entre los elementos determinan en gran medida la función de red. La arquitectura (o topología) de la red hace referencia a la disposición de las neuronas en la red. Las neuronas se organizan formando capas, de modo que la red neuronal puede consistir en una o más capas de neuronas. Cada neurona recibe un conjunto de entradas multiplicadas por su interconexión (peso), que son sumadas y operadas por una función de transferencia (o función de activación) antes de transmitirse a la siguiente capa o como salida de la red. La capa que contiene las salidas de la red se conoce como capa de salida y el resto de capas como capas ocultas (Demuth, 2016).

### 2.8.1 Aprendizaje de las redes neuronales

Las redes neuronales tienen la capacidad de memorizar y de asociar hechos. De acuerdo a su estructura y a su principio, las RNA's presentan un gran número de características similares a las del cerebro humano. Es decir, son capaces de aprender de la experiencia, separar características esenciales a partir de entradas que representan información irrelevante, y generalizar de casos anteriores a nuevos casos. Las ventajas que tiene este tipo de tecnología, pueden ser útiles para su aplicación en múltiples áreas. Algunas ventajas se presentan a continuación (Maren, 1990):

- **Aprendizaje adaptativo:** Es la característica de aprender a llevar a cabo ciertas tareas mediante su preparación con ejemplos ilustrativos. En otros términos, las redes neuronales tienen la capacidad de aprender a distinguir patrones mediante ejemplos y entrenamiento. No se requiere elaborar modelos a priori y tampoco especificar funciones de distribución de probabilidad. Además, son adaptables debido a la capacidad de auto-ajustarse de los elementos procesales (neuronas) que componen el sistema.
- **Auto-organización:** Cuando las redes neuronales se usan para reconocer ciertas clases de patrones, ellas auto-organizan la información usada, provocando la generalización. Esto es la facultad que tienen las redes neurales de responder apropiadamente, cuando se les presentan datos o situaciones en las que no habían sido expuestas con anterioridad. Esta característica es importante cuando se tiene que dar solución a problemas en los cuales la información de entrada es poco clara; además, permite que el sistema de solución incluso cuando la información de entrada está especificada de forma incompleta.
- **Tolerancia a fallo:** El motivo por el cual las redes neuronales son tolerantes a los fallos, es porque distribuyen la información en las conexiones entre neuronas, obteniendo cierto grado de reiteración en su almacenamiento. La mayoría de los ordenadores algorítmicos y sistemas de recuperación de datos, retienen cada fragmento de información en un espacio único, localizado y direccionable. Las redes

neuronales almacenan información no localizada. De modo que la mayoría de las interconexiones entre los nodos de la red, tendrán valores en función de los estímulos recibidos generando así un patrón de salida, que represente la información almacenada.

Los aspectos relevantes de acuerdo a este punto son; primer lugar, las redes tienen la capacidad de aprender a reconocer patrones con ruido, distorsionados o incompletos, esta es una tolerancia a fallos con respecto a los datos. Y segundo, pueden seguir realizando su función (con cierto deterioro) aunque se vea afectada parte de la red. Comparando esta tecnología con los sistemas computacionales tradicionales, los cuales pierden su funcionalidad en cuanto ocurre un pequeño error de memoria. En las redes neuronales si sucede algún error en un pequeño número de neuronas, aunque el comportamiento del sistema se ve influenciado, no ocurre una caída repentina.

- Operación en tiempo real: Las redes neuronales se pueden adaptar a la necesidad de realizar grandes procesos con datos de forma rápida debido a su implementación paralela. Para que esto pueda operar en un entorno de tiempo real, la necesidad del cambio en los pesos de las conexiones o entrenamiento es mínima. Esto hace que las redes neuronales sean la mejor alternativa para el reconocimiento y la clasificación de patrones en tiempo real.
- Fácil inserción dentro de la tecnología existente: Debido a que una red individual puede ser preparada para desarrollar una única y definida tarea, además de ser evaluada, verificada y trasladada a una implementación hardware de bajo costo. Es fácil insertar redes neuronales para aplicaciones específicas dentro de sistemas ya existentes. De esta forma, las redes neuronales se pueden utilizar para mejorar sistemas de manera exponencial, y cada paso puede ser evaluado antes de abordar un desarrollo más amplio.

El entusiasmo que despertó el modelo de red neuronal, impulsó la línea de investigación durante los años 50 y 60. Llevando al desarrollo de modelos capaces de clasificar patrones y

utilizar aprendizaje supervisado. Algunos de los primeros modelos desarrollados se explican a continuación (Rosenblatt, 1958):

- Perceptrón: El perceptrón fue diseñado por Frank Rosenblatt en 1958, explica algunas de las propiedades fundamentales de los sistemas inteligentes en general. Sin confundirse demasiado en las condiciones especiales y con frecuencias desconocidas, que rigen para determinados organismos biológicos. Despertó gran interés en los años 60 debido a su capacidad para aprender a reconocer patrones sencillos. Está formado por varias neuronas lineales para recibir las entradas a la red, y una neurona de salida. La suma ponderada de las entradas es realizada por la única neurona de salida del perceptrón, resta el umbral y convierte el resultado a una función de transferencia tipo escalonada. Es capaz de decidir cuándo una entrada introducida a la red pertenece a una de las dos clases que puede reconocer.

Una técnica empleada para el análisis del comportamiento del perceptrón, es representar en un mapa las regiones de decisión creadas en el espacio multidimensional de entradas a la red. En estas regiones se visualiza qué patrones pertenecen a una clase y qué patrones a otra. El perceptrón separa las regiones por un hiperplano, cuya ecuación queda determinada por los pesos de las conexiones y el valor umbral de la función de activación de la neurona. En este caso, los valores de los pesos pueden especificarse o ajustarse utilizando diferentes algoritmos de entrenamiento de la red. Sin embargo, su capacidad de representación es muy limitada, debido a que consta de sólo de una capa de entrada y otra de salida con una única neurona. Por lo tanto, este modelo sólo es capaz de discriminar patrones muy sencillos, linealmente separables (Hilera, 1995).

- Perceptrón multicapa (multilayer perceptron, MLP): Debido a las limitaciones de las redes neuronales de una sola capa, se planteó la implementación de redes en las que se aumentase el número de capas. Es decir, introducir capas intermediarias u ocultas entre la entrada y salida, de manera que se pudiese llevar a cabo cualquier función con el grado de precisión deseado.

El perceptrón multicapa es una red de alimentación hacia adelante (feedforward), compuesta por una capa de unidades de entrada (sensores), otra capa de unidades de

salida y un número determinado de capas ocultas. También llamada capa intermedia ya que no tienen conexiones con el exterior.

Cada sensor de entrada del perceptrón multicapa está conectado con las unidades de la segunda capa, éstas a su vez están conectadas con las unidades de la primera capa y con las unidades de la tercera capa, y así sucesivamente. Por último, las unidades de salida están conectadas solamente con las unidades de la última capa oculta. La capa intermedia efectúa una proyección de los patrones de entrada en un cubo cuya dimensión viene dada por el número de unidades de las capas ocultas. Esto con el objetivo de realizar una proyección en la que los patrones de entrada resulten separables linealmente, de manera que en la unidad de salida se pueda concluir una clasificación correcta (Hilera, 1995).

### **2.8.2 Aplicaciones de las redes neuronales**

Las redes neuronales ofrecen un mejor rendimiento que las tecnologías convencionales en áreas que incluyen: Detección robusta de patrones (espacial, temporal y espacio-temporal), filtrado de señal, segmentación de datos, compresión de datos y fusión de datos de sensores, búsqueda de bases de datos y búsqueda asociativa, control adaptativo, optimización, programación, enrutamiento, mapeo complejo y fenómenos complejos de modelado e interfaces adaptativas para sistemas hombre / máquina (Maren, 1990).

La investigación de redes neuronales se puede dividir en dos áreas de investigación. La primera área, el problema directo, emplea técnicas de computación e ingeniería para modelar el cerebro. Este tipo de modelado es ampliamente utilizado por los científicos cognitivos (Harley, 1998) y puede ser útil en una serie de dominios, incluida la neuropsiquiatría (Rialle, 1994) y neurofisiología (Saugstad, 1994). La segunda área, el problema inverso, simula estructuras biológicas con el objetivo de crear sistemas informáticos o de ingeniería. El problema inverso se aplica extensivamente en la construcción de ayudas a la decisión asistidas por computadora utilizadas en el diagnóstico diferencial, modelado de procesos de enfermedades y construcción de modelos biomédicos más complejos (Hudson, 2000).

Las redes neuronales artificiales se han empleado en el campo de la medicina, principalmente en el diagnóstico o discriminación de pacientes con algún tipo de patología a partir de una serie de variables de entrada a la red. El trabajo de William G. Baxt (1991) puede considerarse pionero en la aplicación de una red MLP, para la clasificación de pacientes con infarto en el miocardio, en función de un conjunto de variables definidas. Otras áreas de aplicación son la biología con la identificación de cadenas de ADN (Ogura, 1997) y la ingeniería con importantes trabajos en el campo de la energía nuclear (Guo, 1992).

Las redes neuronales se utilizan para resolver problemas en los que la formulación completa es desconocida, es decir, no existe un modelo causal o representación matemática, por lo general porque el problema en sí no está completamente entendido. La red neuronal usa datos para derivar patrones que son relevantes para diferenciar los grupos. Modelos de redes neuronales caen en la categoría de soft computing, al igual que los enfoques de lógica difusa, en el sentido de que las soluciones se aproximan a los problemas en lugar de aproximarse a soluciones de formulaciones (Hudson, 2000).

### **2.8.3 Redes neuronales artificiales con MATLAB**

MATLAB es una herramienta de software matemático que ofrece un entorno de desarrollo integrado con un lenguaje de programación propio (lenguaje M). Neural Network Toolbox es una aplicación de MATLAB la cual ofrece una amplia variedad de arquitecturas y funciones de entrenamiento para modelar complejos sistemas no lineales de un modo sencillo utilizando redes neuronales artificiales. Las aplicaciones disponibles en Neural Network Toolbox permiten diseñar, entrenar, visualizar y simular interactivamente la red neuronal para posteriormente generar el código MATLAB equivalente y así poder automatizar el proceso.

Neural Network Toolbox proporciona algoritmos, modelos pre programados y aplicaciones para crear, entrenar, visualizar y simular redes neuronales superficiales y profundas. Puede realizar la clasificación, la regresión, la agrupación, la reducción de dimensionalidad, el pronóstico de series de tiempo y el modelado y control de sistemas dinámicos. De acuerdo con Demuth (2016), hay cuatro formas de usar el software Neural Network Toolbox. La

primera forma es a través de sus herramientas. Puede abrir cualquiera de estas herramientas desde una herramienta maestra iniciada por el comando `nstart`. Estas herramientas proporcionan una forma conveniente de acceder a las capacidades de la caja de herramientas para las siguientes tareas:

- Ajuste de función (`nftool`)
- Reconocimiento de patrones (`nprtool`)
- Agrupación de datos (`nctool`)
- Análisis de series temporales (`ntstool`)

La segunda forma de usar la caja de herramientas es a través de operaciones básicas de línea de comandos. Las operaciones de línea de comando ofrecen más flexibilidad que las herramientas, pero con cierta complejidad añadida. En la figura 2.17 se muestra un ejemplo de cómo usar la red neuronal feedforward para resolver un problema simple.

---

```
[x, t] = simplefit_dataset;  
net = feedforwardnet (10);  
neto = tren (neto, x, t);  
vista (neto)  
y = net(x);  
perf = realizar (net, y, t)
```

---

Figura 2.17 Código básico de programación de una red neuronal feedforward (Fuente: elaboración propia).

La tercera forma de usar la caja de herramientas es a través de la personalización. Esta capacidad avanzada permite crear redes neuronales propias personalizadas, sin dejar de tener acceso a la funcionalidad completa de la caja de herramientas. Se puede crear redes con conexiones arbitrarias y aun así, se pueden entrenar utilizando las funciones de capacitación existentes en la caja de herramientas (siempre que los componentes de la red sean diferenciables).

La forma más sencilla de aprender a utilizar la funcionalidad de línea de comandos de la caja de herramientas es generar scripts desde las GUI (también conocidas como interfaces gráficas de usuario o interfaces de usuario) y luego modificarlos para personalizar la

capacitación de la red. La tabla 2.4 corresponde los códigos de MATLAB para generar una red neuronal utilizando una función de aproximación y regresión no lineal.

Tabla 2.4 Función de aproximación y regresión no lineal. (Demuth, 2016).

ódigo	Función de MATLAB
nnstart	Red neuronal para empezar GUI
view	Ver red neuronal
fitnet	Función de red neuronal de ajuste.
feedforwardnet	Red neuronal de avance.
trainlm	Entrenamiento por Levenberg-Marquardt
regression	Regresión Lineal
plotperform	Trazar el rendimiento de la red
plotregression	Graficar regresión lineal
plottrainstate	Trazar los valores del estado de entrenamiento.
genFunction	Genera la función MATLAB

#### 2.8.4 Redes neuronales en modelos predictivos

Las redes neuronales artificiales son algoritmos que pueden utilizarse para realizar modelos estadísticos no lineales y proporcionar una nueva alternativa a la regresión logística, el método es comúnmente utilizado para desarrollar modelos predictivos de resultados dicotómicos en medicina. Las redes neuronales ofrecen una serie de ventajas, que incluyen una capacitación estadística menos formal, la capacidad de detectar implícitamente relaciones no lineales complejas entre variables dependientes e independientes, la capacidad de detectar todas las posibles interacciones entre variables predictoras y la disponibilidad de múltiples algoritmos de entrenamiento (Tu, 1996).

En una red neuronal, uno obtiene el mismo resultado que en el modelado de regresión logística, el cual predice un resultado basado en los valores de algunas variables de predicción, sin embargo, el enfoque utilizado para desarrollar el modelo es bastante diferente. Las redes neuronales también pueden ser una alternativa a la regresión lineal, análisis de supervivencia o análisis de series de tiempo (Liestol, 1994). De acuerdo con Tu (1996), en

la Tabla 2.5 se desglosan algunos términos comunes en el campo de las redes neuronales y su equivalente en las estadísticas.

Tabla 2.5 Términos comunes en el campo de las redes neuronales y su equivalente en las estadísticas (Tu, 1996).

Redes Neuronales	Estadísticas
Entrada	Variable independiente (predictor)
Salida	Variable dependiente (resultado), valor predicho
Pesos de conexión	Coefficientes de regresión
Peso de sesgo	Parámetro de intersección
Error	Residuales
Aprendizaje, entrenamiento	Estimación de parámetros
Caso de entrenamiento, patrón	Observación
Entropía cruzada	Estimación de máxima verosimilitud

En aplicaciones biomédicas, el poder predictivo de un resultado es de suma importancia. La superficie de decisión generada por los métodos descritos debe probarse en un conjunto de datos independiente para determinar su efectividad en la toma de decisiones precisas. De acuerdo con Hudson (1999) a menudo se usan cuatro medidas (Ecuaciones 16-19) en aplicaciones médicas para medir la precisión y el poder predictivo:

$$\text{Sensibilidad} = \frac{P_c}{P_T} \quad \text{Ecuación 2.16}$$

$$\text{Especificidad} = \frac{N_c}{N_T} \quad \text{Ecuación 2.17}$$

$$\text{Valor predictivo positivo} = \frac{P_c}{(P_c + N_I)} \quad \text{Ecuación 2.18}$$

$$\text{Exactitud} = \frac{(P_c + N_c)}{(P_T + N_T)} \quad \text{Ecuación 2.19}$$

Donde:

$P_c$  = número de casos positivos clasificados correctamente  
 $P_I$  = número de casos positivos incorrectamente clasificados  
 $P_T$  = Número total de casos positivos  
 $N_c$  = número de casos negativos clasificados correctamente

## 2.9 Optimización

La optimización es el uso de métodos matemáticos específicos para determinar la solución más rentable y eficiente de un problema. Esta técnica es una de las principales herramientas cuantitativas en la toma de decisiones industriales. Una amplia variedad de problemas en el diseño, construcción, operación y análisis de sistemas se pueden resolver por optimización (Edgar, 2001).

La localización de raíces y la optimización están relacionadas, en el sentido de que ambas involucran valores iniciales y la búsqueda de un punto en una función. La localización de raíces es la búsqueda de los ceros de una función o funciones. En cambio, la optimización es la búsqueda ya sea del mínimo o del máximo (Chapra & Canale, 2007). En términos matemáticos, esto corresponde al valor de  $x$  donde la derivada  $f'(x)$  es igual a cero. Además, la segunda derivada,  $f''(x)$ , indica si el óptimo es un mínimo o un máximo: si  $f''(x) < 0$ , el punto es un máximo; si  $f''(x) > 0$ , el punto es un mínimo (ver Figura 2.18).

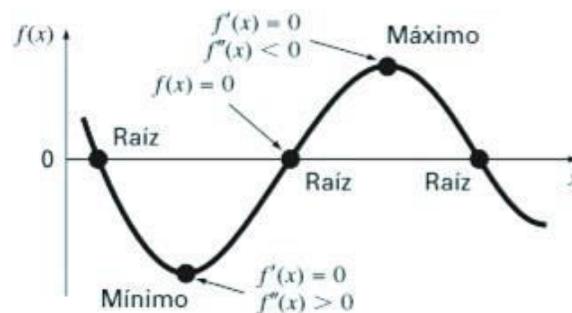


Figura 2.18 Diferencia entre las raíces de una función de una sola variable y el óptimo (Chapra & Canale, 2007).

Formular el problema es quizás el paso más importante en la optimización. La formulación del problema requiere la identificación de los siguientes elementos esenciales: La función objetivo (criterio económico) y el modelo del proceso (restricciones). La función objetivo representa factores tales como la ganancia, el costo, la energía y el rendimiento en términos de las variables clave del proceso que se analiza. El modelo de proceso y las restricciones describen las interrelaciones de las variables clave (Edgar, 2001).

Los métodos de optimización permiten mejorar el diseño inicial de un equipo y/o mejorar su operación para obtener una mayor producción, un mayor beneficio, el costo mínimo del mismo, el menor consumo de energía, etc. De acuerdo con Chapra (2007) los siguientes son algunos de los ejemplos más comunes en los problemas de optimización:

- El diseño de un equipo con peso mínimo y resistencia máxima.
- Trayectorias óptimas de vehículos.
- Diseño de estructuras con un mínimo costo.
- Predicción del comportamiento estructural minimizando la energía potencial.
- Determinación del corte de materiales con un mínimo costo.

### **2.9.1 Optimización restringida no lineal (Gradiente reducido generalizado)**

Existen varios procedimientos para los problemas de optimización no lineal con la presencia de restricciones. El método de búsqueda del gradiente reducido generalizado, o GRG, es uno de los métodos directos más populares. Éste es, de hecho, el método no lineal usado en el Solver de Excel. Este método primero “reduce” a un problema de optimización no restringido. Lo hace resolviendo en un conjunto de ecuaciones no lineales las variables básicas en términos de variables no básicas. Después, se resuelve el problema no restringido y escoge primero una dirección de búsqueda a lo largo de la cual se busca mejorar la función objetivo.

La selección obvia es un procedimiento cuasi-Newton (BFGS) que requiere el almacenamiento de una aproximación de la matriz hessiana. El Solver de Excel tiene la excelente característica de que, en forma automática, cambia al método del gradiente conjugado, dependiendo de la capacidad de almacenamiento. Una vez establecida la

dirección de búsqueda, se lleva a cabo una búsqueda unidimensional a lo largo de esa dirección, mediante un procedimiento de tamaño de paso variable (Chapra & Canale, 2007).

De acuerdo con Edgar (2001) los algoritmos GRG (Figura 2.19) utilizan un algoritmo de descenso básico que se describe a continuación:

1. Calcular del gradiente de  $f(x)$  en el punto actual  $x_c$ , dado  $\nabla f(x_c)$ .
2. Si el punto actual  $x_c$ , está lo suficientemente cerca como para ser óptimo, el algoritmo se detiene.
3. Si  $x_c$  no es el óptimo, se calcula una dirección de búsqueda  $d_c$ , utilizando el gradiente  $\nabla f(x_c)$ , y la información de la dirección de búsqueda anterior.
4. Determinar a qué distancia se debe mover a lo largo de la dirección de búsqueda actual  $d_c$ , comenzando desde el punto actual  $x_c$ . Esta distancia  $\alpha_c$ , es una aproximación del valor de  $\alpha$  que minimiza la función objetivo  $f(x_c + \alpha d_c)$  y se usa para determinar el siguiente punto  $x_n = (x_c + \alpha_c d_c)$ .
5. Reemplazar el punto actual  $x_c$ , por el siguiente punto  $x_n$ , y regresar al paso 1.

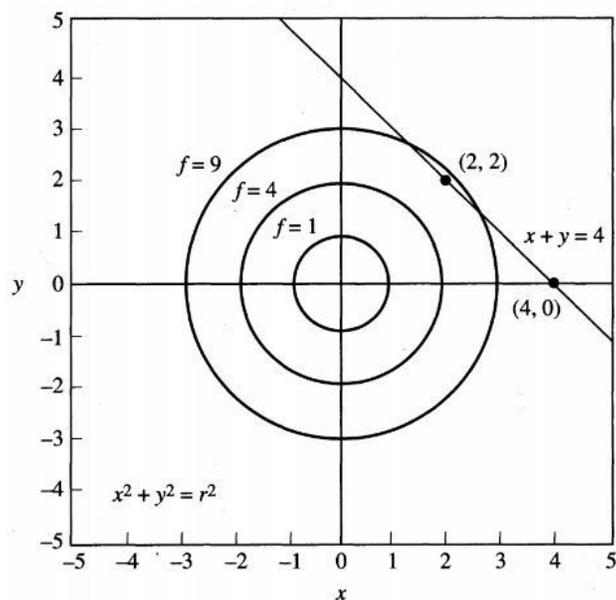


Figura 2.19 Ejemplo de GRG con los contornos circulares (objetivos) y una restricción de igualdad lineal (Edgar, 2001).

## 2.10 Estado del arte

Tabla 2.6 Estado del arte (Fuente: Elaboración propia).

<b>Año</b>	<b>Revista</b>	<b>Título</b>	<b>Autor</b>	<b>Resumen</b>
(2017)	Medical Engineering & Physics	CT image segmentation methods for bone used in medical additive manufacturing.	Eijnatten Maureen van et al	Eijnatten et al, revisaron diferentes métodos de segmentación de imágenes de tomografías utilizados en la fabricación de aditivos médicos.
(2016)	AIMS Bioengineering	Visualization of the medical imaging data in 3D space using portable format.	Gawel Dominik et al	Gawel Dominik et al explican cómo convertir imágenes de resonancia magnética (formato DIACOM) a formato 3D.
(2014)	Expert Systems with Applications	Computer-aided diagnosis of human brain tumor through MRI: A survey and a new algorithm.	El-Sayed A et al.	El-Sayed A et al. proponen técnicas basadas en los métodos computacionales; la retroalimentación de una red neuronal acoplada por impulsos para la segmentación de imágenes MRI.
2014	Jornal of Computacional Desing and Engineering	Automated quality characterization of 3D printed bone scaffolds	Tseng Tzu-Liang Bill	Tseng Tzu-Liang Bill presenta una técnica de optimización del diseño y fabricación de

				andamios mediante las redes neuronales
2013	The journal of the textile institute	Application of intelligent neural network method for prediction of mechanical behavior of wire-rope scaffold in tissue engineering	Naghashzargar Elham	Naghashzargar Elham utiliza inteligencia artificial por medio de redes neuronales para encontrar el comportamiento óptimo de la tensión en regeneración de tendones y ligamentos.
2013	Materials today	Bone tissue engineering using 3D printing.	Bose Susmita et al.	Bose Susmita et al, se centran en los avances recientes de la ingeniería de tejidos óseos impresos en 3D.

## Capítulo 3. Método de investigación

La Figura 3.1 muestra las seis etapas fundamentales del proyecto en las que se incluyen: el diseño de un estudio craneométrico, la medición de las propiedades antropométricas del cráneo, el diseño 3D de implantes óseos de cráneo, la obtención del máximo desplazamiento calculado por MEF, la aplicación de redes neuronales para predecir el máximo desplazamiento sin la necesidad de someter los modelos a simulación y por último la obtención de los diseños óptimos.

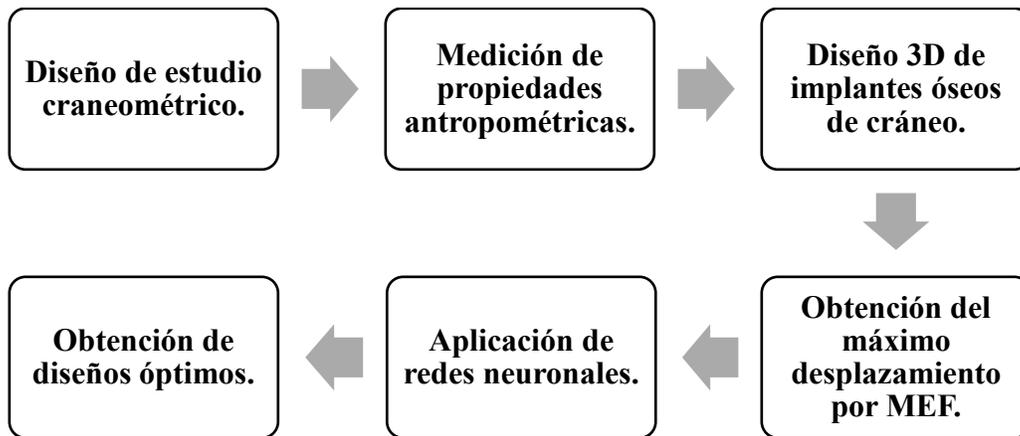


Figura 3.1 Esquema general del desarrollo del proyecto (Fuente: Elaboración propia).

### 3.1 Diseño de estudio craneométrico

#### 3.1.1 Adquisición de imágenes médicas

Se buscó una técnica de adquisición de imágenes de estructuras óseas y se eligió utilizar la técnica de procesamiento por tomografía computarizada (TC), las imágenes fueron facilitadas por el hospital Centro Médico Quirúrgico (CMQ) ubicado en Celaya, Guanajuato en formato DICOM, el cuál es el estándar internacional para transmitir, almacenar, recuperar, imprimir, procesar información y visualizar imágenes médicas.

La Figura 3.2 muestra el equipo Brilliance CT 16 slice – DS, el cual se utilizó para la adquisición de imágenes digitales por tomografía computarizada. La calidad de la exploración por TC fue, al menos, de HQ helicoidal, de  $2.5 \times 1.25$  mm de colimación, 7.5 mm / rotación, 120 kVp, 200 mA, 1 segundo y el uso de un algoritmo STD / hueso.



Figura 3.2 Equipo de tomografía computarizada Brilliance CT 16 slice – DS (Fuente: Elaboración propia).

### **3.1.2 Procesamiento de imágenes médicas.**

El proceso médico MA (Manufactura Aditiva) siempre requiere procesamiento de imágenes: la conversión de imágenes TC en modelos de superficie 3D. Dichos modelos de superficie 3D se pueden guardar en una amplia gama de formatos de archivo diferentes. Actualmente, el formato de archivo más utilizado en MA médico es el lenguaje de teselación estándar (STL).

En esta etapa se realizó la conversión del conjunto de datos DICOM en modelos de superficie 3D utilizando el software InVesalius 3, el cual, es un software libre para la reconstrucción de imágenes provenientes de equipos de tomografía computarizada y resonancia magnética. El paso más importante en este proceso de conversión es la segmentación de imágenes. La segmentación o umbralización se refiere a la partición de imágenes en regiones de interés (ROI) que corresponden a estructuras anatómicas.

### 3.1.2.1 Umbralización (Segmentación) de estructuras craneofaciales

Se realizó la visualización y selección de las imágenes en el software InVesalius 3, el cual es un software de salud pública que realiza análisis y segmentación de modelos anatómicos virtuales, lo que permite la creación de modelos físicos y prototipos rápidos (modelos de impresión 3D).

En las imágenes TC, la intensidad de la señal espacial está dada por el coeficiente de atenuación lineal  $\mu$ . Este coeficiente es específico de cada sustancia o materia y expresa la atenuación que sufre un haz de rayos X al atravesar una determinada longitud de una sustancia dada.

La unidad de Hounsfield (HU) es una transformación lineal del coeficiente de atenuación lineal  $\mu$ , donde se considera 0 HU la radio densidad del agua destilada (a presión y temperatura estándar, STP), mientras que la radio densidad del aire a STP es 1000 HU. Cada material posee un coeficiente de atenuación lineal única, y su valor en HU está dado por la ecuación 3.1:

$$HU = \frac{(\mu_{\text{material}} - \mu_{\text{agua}})}{(\mu_{\text{agua}} - \mu_{\text{aire}})} (1000) \quad \text{Ecuación 3.1}$$

Las imágenes de TC se generan en niveles de grises, expresados en Hounsfield (HU), donde los tonos más claros representan asuntos más densos, y la materia más oscura y menos densa, como los tejidos de la piel y el cerebro (Bibb, 2015). La Tabla 3.1 presenta algunos materiales y sus respectivos valores en Unidades Hounsfield (HU).

Tabla 3.1 Escala de Unidades Hounsfield (Bibb, 2015).

<b>Material</b>	<b>HU</b>
Aire	1000 o menos
Grasa	120
Agua	0
Músculo	40
Contraste	130
Hueso	400 o más

### 3.1.3 Biomodelado 3D y prototipado rápido

A partir de las imágenes bidimensionales (2D) obtenidas mediante Tomografía Computarizada (TC), se crearon las representaciones anatómicas tridimensionales (3D) correspondientes a las estructuras craneofaciales de los pacientes, los cuales se exportaron en formato STL para su tratamiento y posterior impresión en 3D.

Tabla 3.2 Ficha Técnica Impresora ANET A8 (Fuente: Elaboración propia).

	<b>Parámetro</b>	<b>Especificación</b>
Impresión	Precisión XY/Z	0.012 mm/0.004 mm
	Velocidad de impresión	40-120 mm / s
	Filamentos/ Material	ABS, HIPS, PLA
	Tecnología	FFF
	Volumen de impresión	220 x 220 x 240mm
	Resolución Capa	0.1-0.3mm
	Diámetro material	1.75 mm
	Diámetro boquilla	0.4 mm
Temperatura	Extrusor	170-260°C
	Cama	100°C
	Ambiente	20-35°C
Requerimiento	Voltaje eléctrico	220V/ 110V 18A
	Potencia	200W
	Tarjeta Madre	Arduino mega 2560/ramps
Impresora 3D	Dimensiones	510 x 400 x 415 mm
	Peso	9.5 kg
	Extrusor	Individual
Software	Software	Repetier-Host
	Tipo de archivo	G-code, OBJ, STL
	Impresión desde	SD CARD
	Compatibilidad	Mac, Windows

En esta etapa se realizó la impresión por prototipado rápido (PR) de uno de los diseños de los modelos 3D, con la finalidad de comparar las mediciones antropométricas manuales contra las mediciones digitales. La impresión en 3D se realizó a partir de un archivo STL en una impresora ANET A8. En la tabla 3.2 se muestran las especificaciones de la impresora.

Antes de imprimir, los parámetros esenciales se optimizaron para mejorar la calidad de la parte resultante utilizando el software Cura, el cual es una aplicación de corte de impresora 3D de código abierto.

### 3.1.4 Estudio craneométrico

Una vez obtenido el modelo del cráneo del paciente, se realizó un estudio craneométrico digital y un estudio craneométrico manual. La técnica de medición antropométrica digital utilizada en este estudio se basó en la medición bidimensional de los puntos antropométricos localizados en las imágenes de la tomografía computarizada tridimensional del rostro del paciente (ver Figura 3.3).

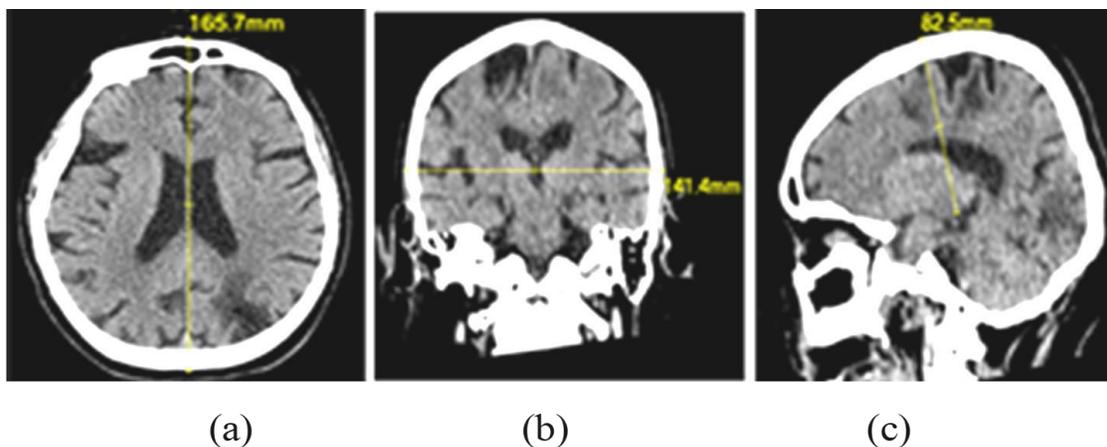


Figura 3.3 Medición de la distancia entre los puntos antropométricos (a) G-Op de un corte axial, (b) Eu-Eu de un corte coronal, (c) V-G de un corte sagital de una tomografía computarizada bidimensional de cráneo (Martínez & al, 2018).

Se utilizó el software iQ-VIEW/ iQ-Lite, el cuál es un software diseñado por radiólogos para el procesamiento de imágenes médicas. La Tabla 3.3 muestra las tres dimensiones craneofaciales correspondientes a las distancias entre cinco puntos anatómicos antropométricos de referencia: Glabella, Vertex, Eurion y Opisthocranion.

Tabla 3.3 Puntos antropométricos anatómicos (Martínez & al, 2018).

<b>Nº</b>	<b>Nombre</b>	<b>Abreviatura</b>	<b>Descripción</b>
1	Eurion	Eu	El punto más lateral del hueso parietal
2	Vértex	V	Zona más elevada del cráneo, se sitúa cerca del centro de la sutura sagital.
3	Opisthocranion	Op	Parte más posterior del cráneo en el plano medio sagital
4	Glabella	G	La línea media más prominente entre las cejas

Mientras que en la Tabla 3.4 se muestran los nombres de las dimensiones antropométricas craneofaciales.

Tabla 3.4 Mediciones antropométricas craneofaciales (Martínez & al, 2018).

<b>Nº</b>	<b>Dimensión antropométrica</b>	<b>Puntos Antropométricos de Referencia</b>
1	Ancho de cabeza	Eu-Eu
2	Longitud de cráneo	G-Op
3	Altura de la cabeza	V-G

La técnica de medición antropométrica manual utilizada se basó en la medición bidimensional de los puntos craneométricos localizados en el modelo tridimensional del cráneo. Se utilizó un antropómetro marca Rosscraft modelo Campbell®, rango a 18 cm (ver Figura 3.4). El equipo cuenta con una precisión de 0.5 mm, está certificado y calibrado por el fabricante.



Figura 3.4 Antropómetro Rosscraft modelo Campbell® (Fuente: Elaboración propia).

De acuerdo a las mediciones obtenidas en la etapa anterior, se realizó una comparación entre la medición antropométrica digital y la medición antropométrica manual, para así realizar un estudio craneométrico a una muestra de adultos mexicanos y obtener modelos estadísticos descriptivos de las propiedades antropométricas.

### **3.2 Medición de propiedades antropométricas**

#### **3.2.1 Muestra analítica**

La muestra estuvo conformada por 130 estudiantes (69 hombres y 61 mujeres) de la Universidad Autónoma de Ciudad Juárez (UACJ) y del Tecnológico Nacional de México en Celaya (ITC), con edades entre 18 y 50 años. Los participantes del estudio provienen de catorce estados diferentes (Chihuahua, Guerrero, Sinaloa, Sonora, Tijuana, Hidalgo, Jalisco, Ciudad de México, Guanajuato, Colima, Coahuila, Querétaro y Veracruz). Los criterios de inclusión fueron que los participantes estuvieran libres de lesiones físicas, sin fracturas craneofaciales, deformidades, ni haber sido sometido a cirugías en el cráneo. Los criterios de exclusión incluyeron fracturas faciales, defectos o deformidades postraumáticas, malformaciones congénitas, desarrollo de asimetrías, o la presencia de implantes.

#### **3.2.2 Materiales**

Se utilizó un antropómetro marca Rosscraft modelo Campbell®, rango a 18 cm, y una cinta metálica marca Rosscraft, para uso antropométrico rango a 200 cm. El equipo cuenta con una precisión de 0.5 mm, está certificado y calibrado por el fabricante. Se utilizó antropómetro

vertical marca Ergo Tech modelo ErgoMeasure, con rango a 500 cm, y una precisión de  $\pm 1$  mm.

### 3.2.3 Variables

Se seleccionaron 4 variables que indican la distancia entre dos puntos craneométricos de referencia: Glabella, Vertex, Opisthocranion, Eurion y Nasion, sobre la base de las variables más comúnmente utilizadas en los estudios antropométricos (Eu-Eu= Ancho de cabeza, G-Op= Longitud de cráneo, V-G=Altura de la cabeza y Perímetro cefálico G-Op). Adicionalmente se incorporaron las mediciones de 2 variables que indican la distancia entre tres puntos craneométricos de referencia (Eu-V-Eu=Longitud Eu-V-Eu y G-V-Op=Longitud G-V-Op).

En la Figura 3.5 se ilustran las variables empleadas en el estudio: Eu-Eu= Ancho de cabeza (1), G-Op= Longitud de cráneo (2), V-G=Altura de la cabeza (3), Eu-V-Eu=Longitud Eu-V-Eu (4), G-V-Op=Longitud G-V-Op (5) y Perímetro cefálico G-Op (6). En la Figura 4.4 se muestra la medición del ancho de la cabeza (Eu-Eu) utilizando el antropómetro Rosscraft modelo Campbell®.

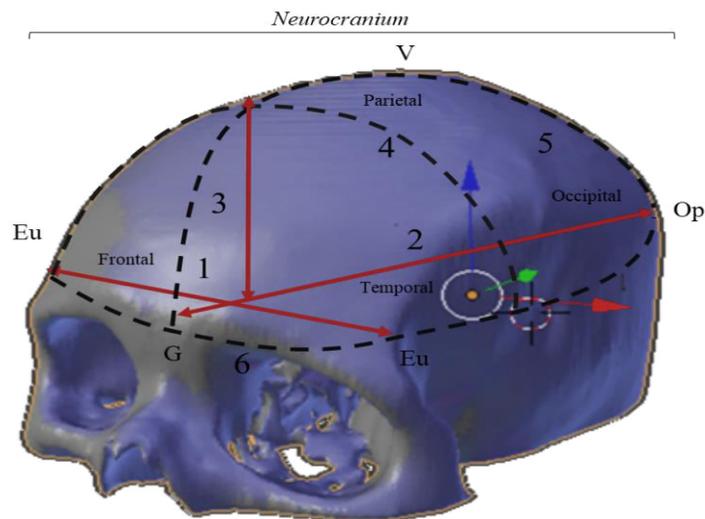


Figura 3.5 Dimensiones antropométricas y puntos craneométricos de referencia (Fuente: Elaboración propia).



Figura 3.6 Medición del ancho de la cabeza (Eu-Eu) (Fuente: Elaboración propia).

### **3.2.4 Diseño del Estudio.**

El comité de ética de la Universidad Autónoma de Ciudad Juárez, revisó y aprobó el estudio. Los participantes firmaron un formulario de consentimiento aceptando su participación en el estudio, así como la ausencia de riesgos para la salud al participar en el mismo. La información recopilada se trató de manera confidencial y se utilizó únicamente con fines académicos. Un equipo de 3 antropometristas se capacitó para realizar las mediciones antropométricas craneofaciales. Las mediciones se realizaron en el Laboratorio de Diseño Ergonómico de Producto de la UACJ y en el Laboratorio de Biomecánica del ITC.

### **3.2.5 Análisis Estadístico.**

Los datos fueron capturados en el software Excel® y luego migrados para su análisis estadístico en el software SPSSv17. Se realizó la búsqueda y el tratamiento de valores atípicos teniendo en cuenta los intervalos aceptables para cada dimensión. Se determinaron las estadísticas descriptivas que incluyen la media, la desviación estándar, el rango (mínimo-máximo) y percentiles.

## **3.3 Diseño de implantes óseos de cráneo**

A partir de los valores obtenidos se seleccionaron los valores correspondientes a los percentiles 5, 25, 50, 75 y 99, correspondientes a las dimensiones Eu-Eu= Ancho de cabeza, G-Op= Longitud de cráneo y V-G=Altura de la cabeza. Con estos datos se diseñaron

implantes óseos de cráneo utilizando el software SolidWorks, el cuál es un software CAD para modelado mecánico en 2D y 3D.

Se realizaron 5 diseños diferentes para cada percentil variando el grosor de la malla (espesor de 0.4mm a 1mm), tamaño (diámetro de 3 mm, 4mm, 5mm y 6mm), y separación de los orificios (5° y 10°) de tal forma que, para cada percentil, exista una geometría y un volumen diferente. Los modelos se exportaron en formato Parasolid (\*.x\_t).

El porcentaje de huecos sobre el modelo CAD se calculó utilizando la ecuación 3.2, el volumen total corresponde a la geometría sin los orificios y el volumen final al diseño con los orificios, los volúmenes se determinaron utilizando el software.

$$\% \text{ de huecos sobre el modelo CAD} = \frac{\text{Volumen Total} - \text{Volumen Final}}{\text{Volumen Final}} * 100 \quad \text{Ecuación 3.2}$$

### 3.4 Simulación por MEF.

Los modelos 3D de los implantes creados en la etapa de diseño fueron importados en el software ANSYS®, para realizar la simulación del comportamiento mecánico mediante el análisis de elementos finitos. Se simularon utilizando Ti<sub>6</sub>Al<sub>4</sub>V como material. En la Tabla 3.5 se desglosan las propiedades mecánicas de este material.

Tabla 3.5 Propiedades mecánicas del Ti<sub>6</sub>Al<sub>4</sub>V (Ratner & al, 2012)

<b>Propiedad mecánica</b>	<b>Media</b>	<b>Unidades</b>
Resistencia a la tensión ( $\sigma_y$ )	896	MPa
Esfuerzo de fluencia ( $\sigma_u$ )	965	MPa
Módulo de elasticidad	116	Gpa
Coefficiente de Poisson	0.34	N/A

Los modelos se mallaron utilizando un elemento cuadrático tetraédrico con un espesor constante. Se considera una presión estática de 10 mm Hg basada en las condiciones de presión intracraneal (Nagasao & al., 2011) y una gravedad estándar de la tierra de 9.8 m/s<sup>2</sup>; La presión se aplicó en la superficie interna y se distribuyó uniformemente en un área del implante. Estos implantes fueron fijados con 12 puntos de fijación. Se aplicó una fuerza de 100 N a 2000 N en la simulación.

## Capítulo 4. Resultados

En el presente capítulo se muestran los resultados de aplicar los métodos descritos en el capítulo 3.

### 4.1 Adquisición de imágenes médicas.

Se obtuvieron 22 secuencias de imágenes con edades entre los 45 y 71 años correspondientes a adultos del estado de Guanajuato, las imágenes TC cumplieron los criterios de inclusión, los cuales corresponden a pacientes libres de lesiones físicas, sin fracturas craneofaciales, deformidades, ni haber sido sometido a cirugías en el cráneo (ver Figura 4.1).

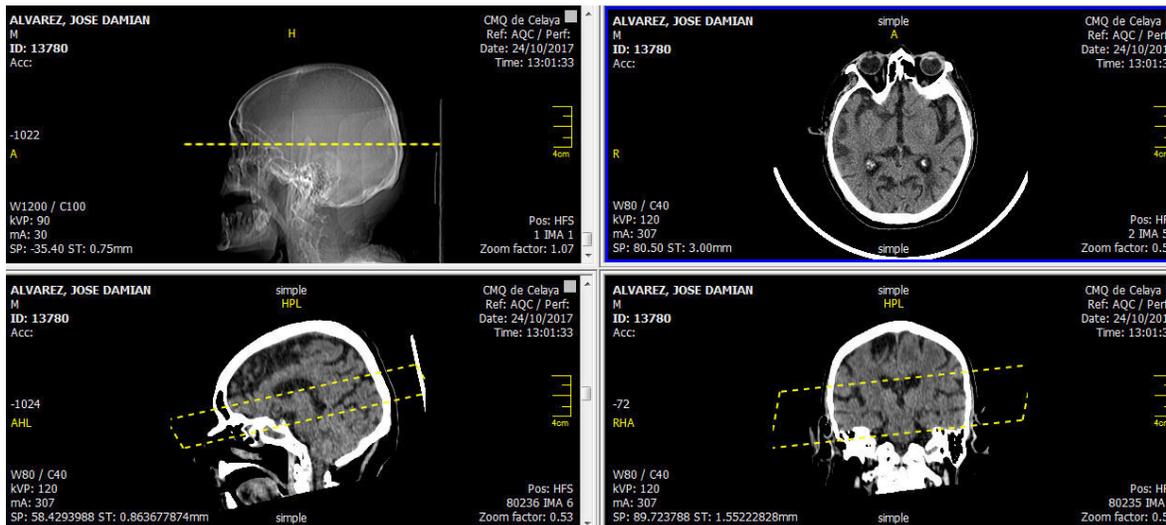


Figura 4.1 Adquisición de imágenes médicas por TC (Fuente: Elaboración propia).

### 4.2 Procesamiento de imágenes médicas.

Se realizó la reconstrucción multiplanar en las orientaciones axial, sagital y coronal, y posteriormente, se realizó la segmentación de la región de interés (ROI), de acuerdo a los valores de la escala de Unidades Hounsfield (350 y 450). Se realizó la separación de los huesos correspondientes al cráneo en las imágenes TC, de las diferentes estructuras o tejidos blandos. Se eligieron las regiones de interés (ROIs) de las estructuras óseas en una escala HU con valores entre 350 y 450 (ver Figura 4.2).

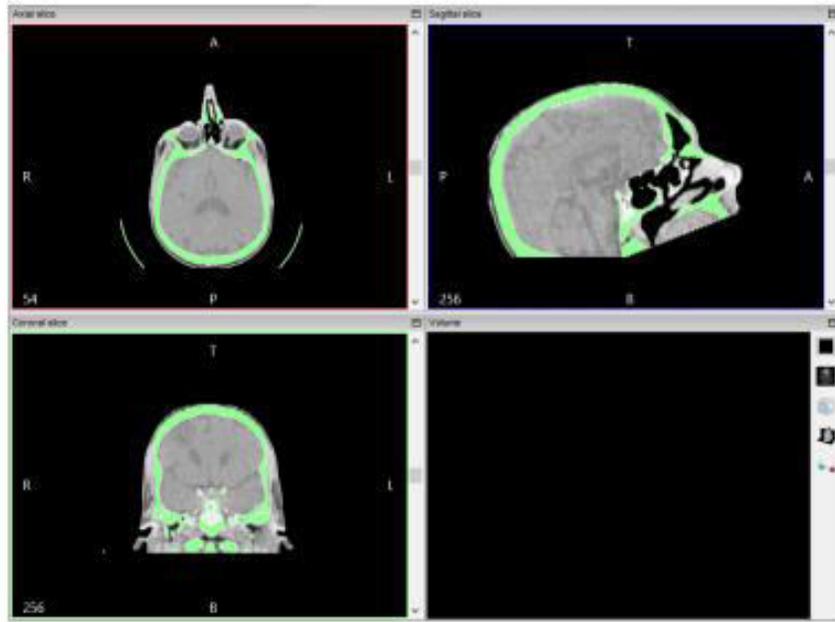


Figura 4.2 Segmentación de tejido óseo de imágenes TC (400-2000 HU), en una reconstrucción multiplanar en las orientaciones axial, sagital y coronal (Fuente: Elaboración propia).

A partir de las imágenes bidimensionales (2D) obtenidas mediante Tomografía Computarizada (TC), se crearon 22 representaciones anatómicas tridimensionales (3D) correspondientes a las estructuras craneofaciales de los pacientes. A partir de la segmentación de las estructuras óseas, se realizaron 22 modelos tridimensionales de alta calidad en el software InVesalius 3, y se exportaron en formato STL (Figura 4.3).

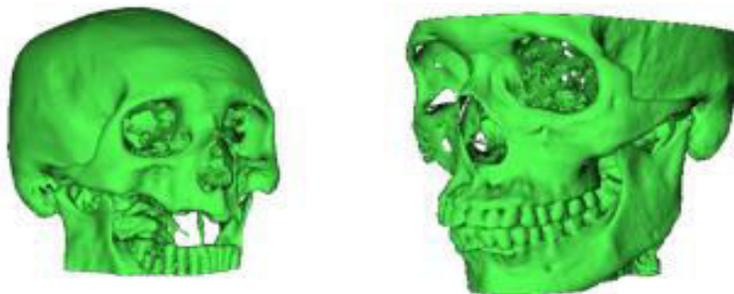


Figura 4.3 Modelos anatómicos tridimensionales (Fuente: Elaboración propia).

Finalmente, se corrigió uno de los modelos para su impresión en 3D, utilizando el software libre Blender, el cuál es un programa dedicado al modelado, renderizado, y creación de

gráficos tridimensionales. Se eliminó la presencia de ruido del archivo STL y se optimizó la superficie para mejorar la impresión del modelo 3D del cráneo.

### 4.3 Impresión 3D y medición de propiedades antropométricas

Una vez optimizadas las condiciones de impresión, se realizó la fabricación del modelo tridimensional del cráneo por Manufactura Aditiva (MA) utilizando ABS como material (ver Figura 4.4), el proceso de PR tuvo una duración de 20 horas.

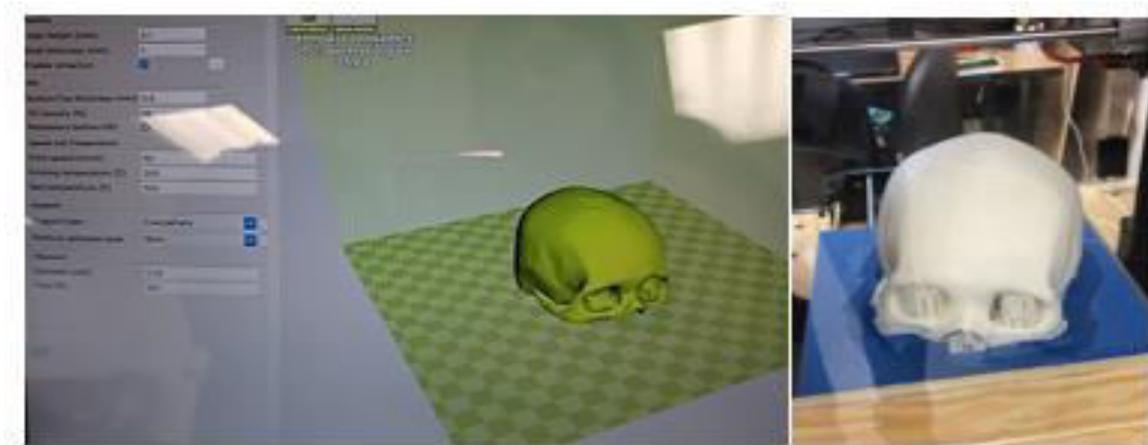


Figura 4.4 MA del modelo tridimensional del cráneo (Fuente: Elaboración propia).

De acuerdo a las tres dimensiones craneofaciales correspondientes a las distancias entre puntos anatómicos antropométricos de referencia: Glabella, Vertex, Eurion y Opisthocranion, se obtuvieron los siguientes resultados, los cuales se encuentran representados en la Tabla 4.1.

Tabla 4.1 Valor de la media de las mediciones antropométricas digital y manual de la impresión 3D (Fuente: Elaboración propia).

Dimensiones	Media	
	Digital	Manual
G-Op	174.73	174.8
Eu-Eu	143.03	143.1
V-G	84.01	84.1

#### 4.4 Obtención de modelos estadísticos descriptivos

En la Tabla 4.2 se encuentran las estadísticas descriptivas obtenidas a partir del estudio craneométrico que muestran la media (mm), la desviación estándar el rango (valor mínimo y máximo) y los percentiles.

Tabla 4.2 Estadísticas descriptivas de cráneos mexicanos (mm) (Fuente: Elaboración propia).

	Eu-Eu	G-Op	Perímetro cefálico G- Op	G-V-Op	V-G	Eu-V-Eu
Media ± DS	156.62 ± 6.13	194.70 ± 9.05	573.52 ±17.07	321.78 ±20.86	76.57 ±3.29	320.29 ±16.53
Mínimo	138.7	171	508	261	69.7	263.3
Máximo	170	218.7	614	525	86.6	370
Percentiles	5	142.4	529.6	274.7	71.51	277.9
	25	148.6	551.3	297.7	74.2	297.9
	50	153.5	563.2	312.5	76.4	313.8
	75	157.8	577.7	325.8	78.5	325.0
	95	165.7	600.0	353.1	83.3	343.4

#### 4.5 Diseño de implantes y obtención del máximo desplazamiento por MEF.

De acuerdo a los valores obtenidos de los percentiles (Tabla 4.2) se diseñaron 5 implantes 3D para cada percentil utilizando el software SolidWorks, los cuales fueron exportados en formato Parasolid (\*.x\_t) obteniendo un total de 60 modelos. En el anexo 1 se muestran las propiedades de los diferentes diseños de los implantes para cada percentil.

En la Figura 4.5a Se muestra un ejemplo del diseño 3D de un implante de cráneo correspondiente a las dimensiones del percentil 5 con un diámetro de orificio de 6mm, separación de 10°. En la Figura 4.5b un diseño para el percentil 5 con un diámetro de orificio de 3mm y una separación de 5°. En ambas se puede observar que las dimensiones del croquis son las mismas, sin embargo, el volumen y la geometría son diferentes.

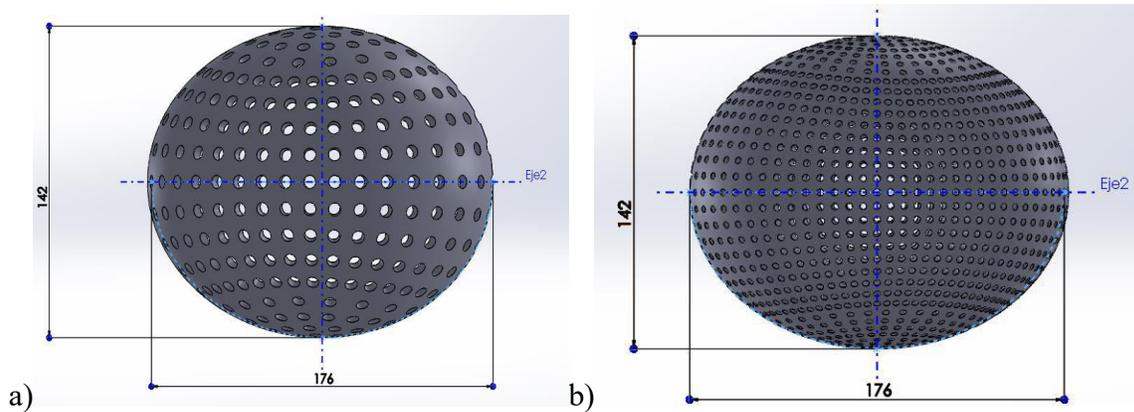


Figura 4.5 Diseño 3D de implante de cráneo correspondiente a las dimensiones del percentil 5 a) con un diámetro de orificio de 6mm, separación de 10° y b) con un diámetro de orificio de 3mm, separación de 5° (Fuente: Elaboración propia).

Los modelos geométricos fueron sometidos a simulación por MEF en el software ANSYS®, utilizando como material Titanio grado 5 (Ti6Al4V) utilizando 12 puntos de fijación, una presión estática de 10 mm Hg basada en las condiciones de presión intracraneal (Nagasao & al., 2011) y una gravedad estándar de la tierra de  $9.8 \text{ m/s}^2$ . Los modelos se mallaron utilizando un elemento cuadrático tetraédrico con un espesor constante (Figura 4.6).

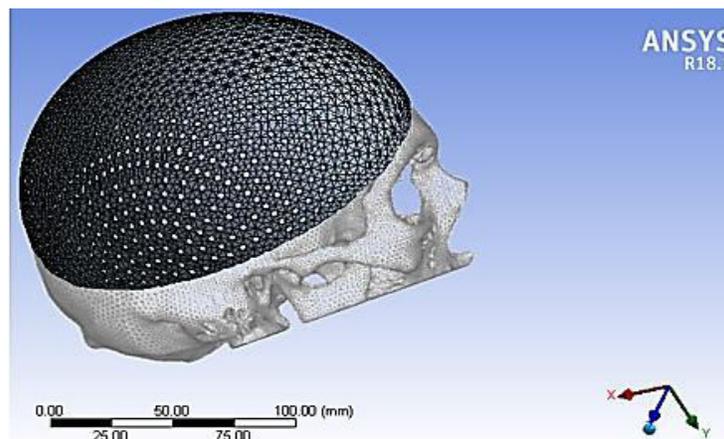


Figura 4.6 Modelo de implante 3D correspondiente al percentil 50 con malla cuadrática tetraédrica (Fuente: Elaboración propia).

En la Figura 4.7 se muestra la simulación del análisis estructural aplicando una fuerza de 2000 N al implante correspondiente al diseño 2 percentil 50.

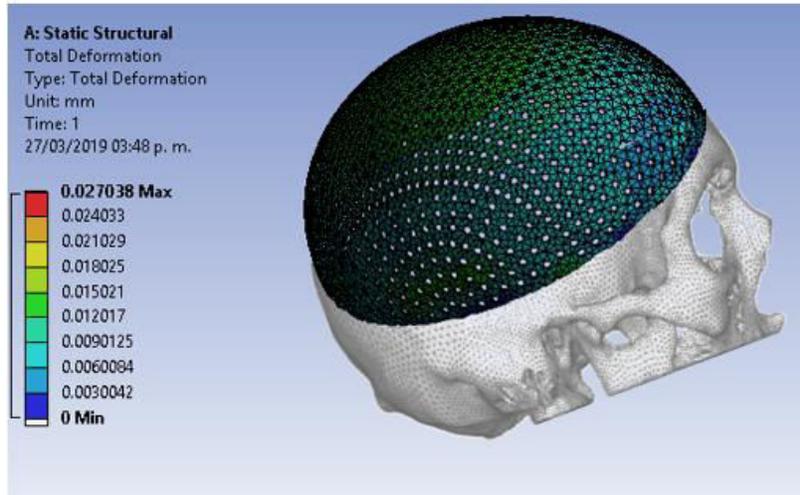


Figura 4.7 Análisis estructural MEF del implante craneal con el 18% de espacios vacíos (implante 2) diseñado a partir de las dimensiones del percentil 50 (Fuente: Elaboración propia).

En las Figuras 4.8 a 4.12 se muestran representados los resultados del análisis de deformación total de los diseños correspondientes a los percentiles 5, 25, 50, 75 y 95 respectivamente.

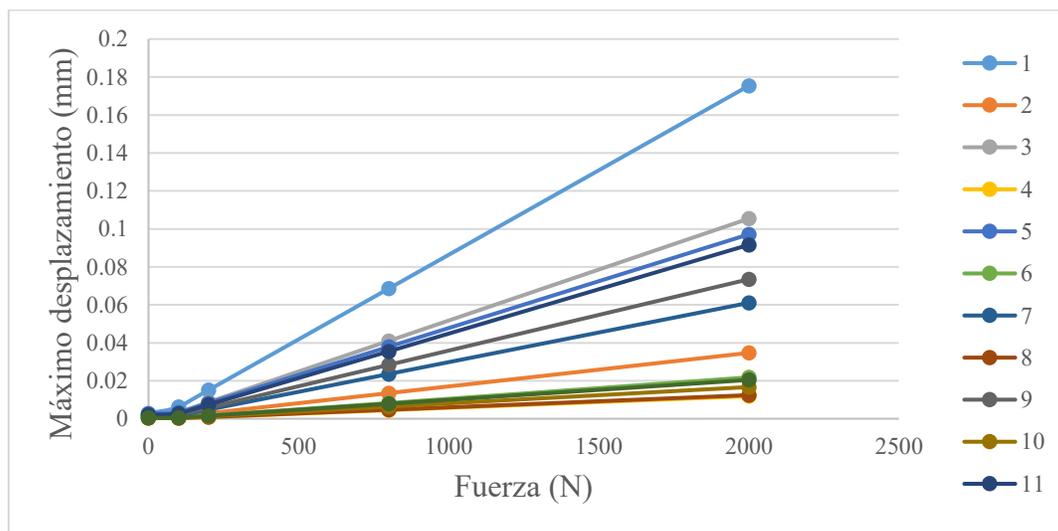


Figura 4.8 Análisis de deformación total de los diseños del percentil 5 (Simulación MEF) (Fuente: Elaboración propia).

En la Figura 4.8 se observa que los diseños 3D de los implantes de cráneo para el percentil 5 correspondientes al modelo 3 (espesor: 0.5mm, % huecos: 17.12 y volumen: 15104mm<sup>3</sup>) y 1 (espesor: 0.5mm, %huecos: 4 y volumen: 17521mm<sup>3</sup>), sufren un máximo desplazamiento superior a 0.1 mm, lo que compromete su funcionalidad mecánica al poner en riesgo al

paciente, ya que un movimiento de la línea media del cerebro entre 0.1 y 0.5 mm puede ocasionar un daño neurológico (Ruiz, 2000).

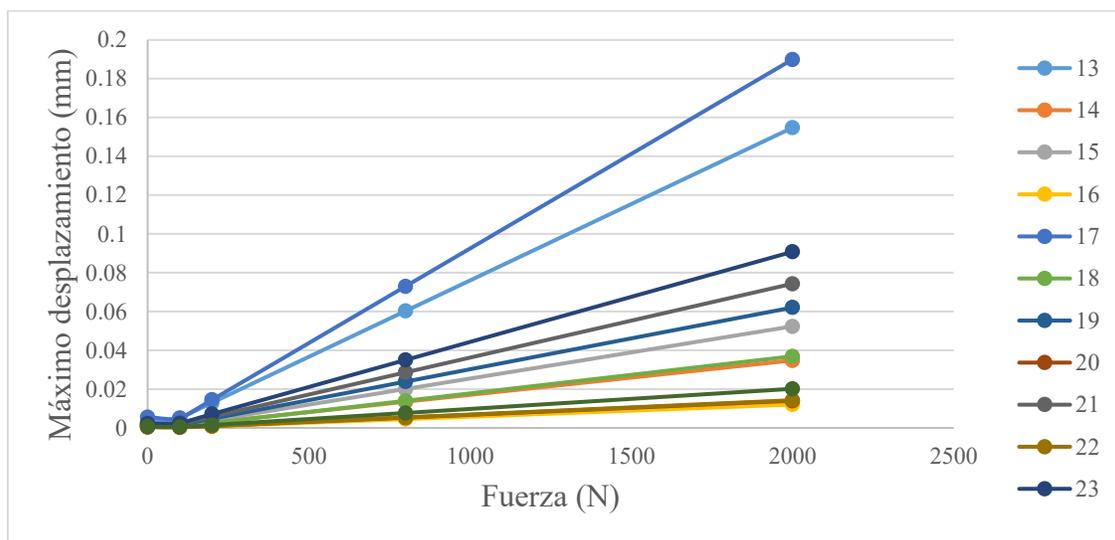


Figura 4.9 Análisis de deformación total de los diseños del percentil 25 (Simulación MEF) (Fuente: Elaboración propia).

En la Figura 4.9 se observa que los diseños 3D de los implantes de cráneo para el percentil 25 correspondientes al modelo 13 (espesor: 0.5mm, % huecos: 15.88 y volumen: 16813 mm<sup>3</sup>) y 17 (espesor:0.5mm, %huecos: 29.52 y volumen: 14330 mm<sup>3</sup>), sufren un máximo desplazamiento superior a 0.1 mm, por lo que no son mecánicamente funcionales para el propósito de brindar protección al cerebro.

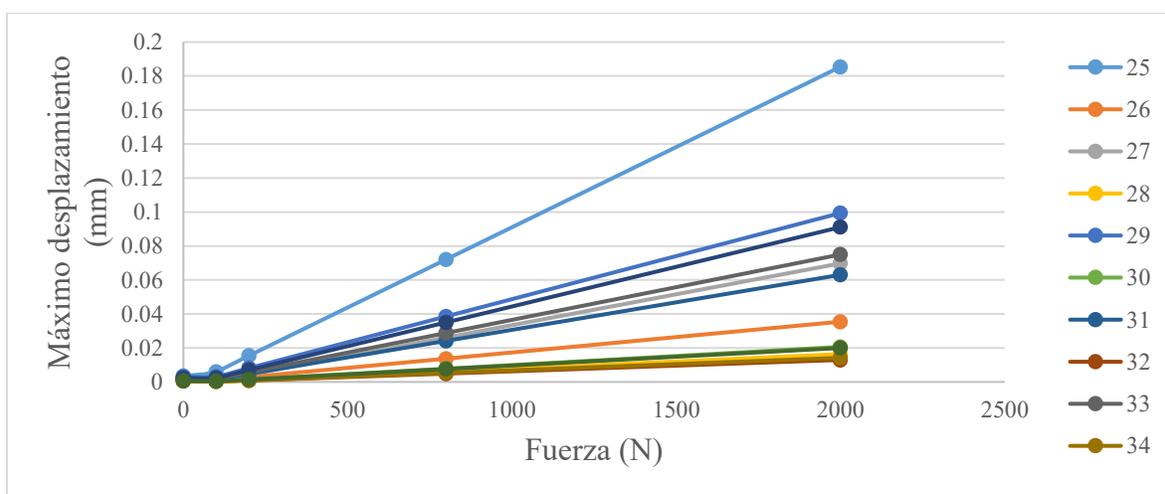


Figura 4.10 Análisis de deformación total de los diseños del percentil 50 (Simulación MEF) (Fuente: Elaboración propia).

En la Figura 4.10 se observa que el diseño 3D de los implantes de cráneo para el percentil 50 correspondientes al modelo 25 (espesor: 0.5mm, % huecos: 20.73 y volumen: 18178 mm<sup>3</sup>), sufre un máximo desplazamiento superior a 0.1 mm, por lo que no se considera funcional.

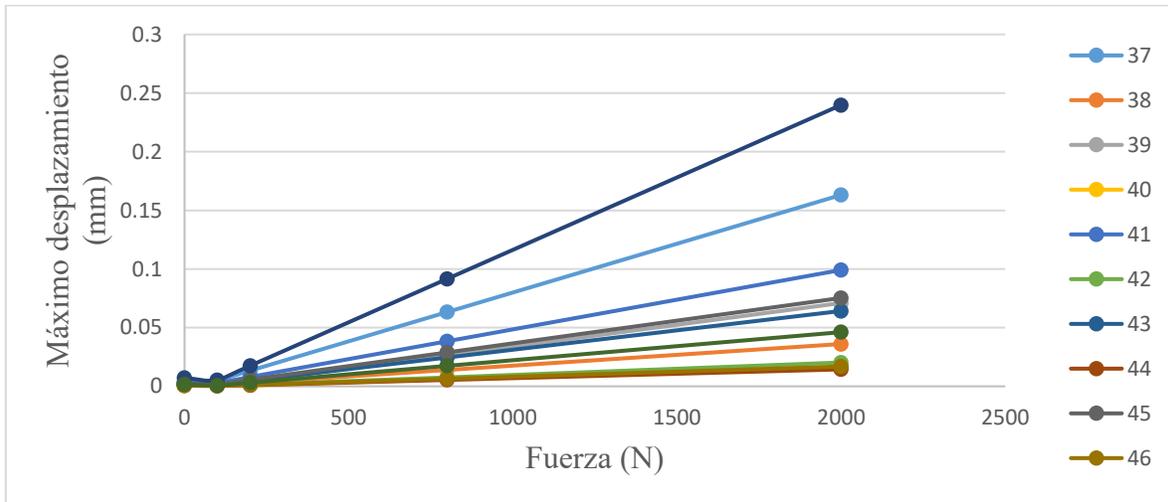


Figura 4.11 Análisis de deformación total de los diseños del percentil 75 (Simulación MEF)  
(Fuente: Elaboración propia).

En la Figura 4.11 se observa que los diseños 3D de los implantes de cráneo para el percentil 75 correspondientes al modelo 37 (espesor: 0.5mm, % huecos: 18.5 y volumen: 19516 mm<sup>3</sup>) y 47 (espesor:0.5mm, %huecos: 15.03 y volumen: 19428 mm<sup>3</sup>), sufren un máximo desplazamiento superior a 0.1 mm, por lo que no pueden utilizarse como implantes de cráneo.

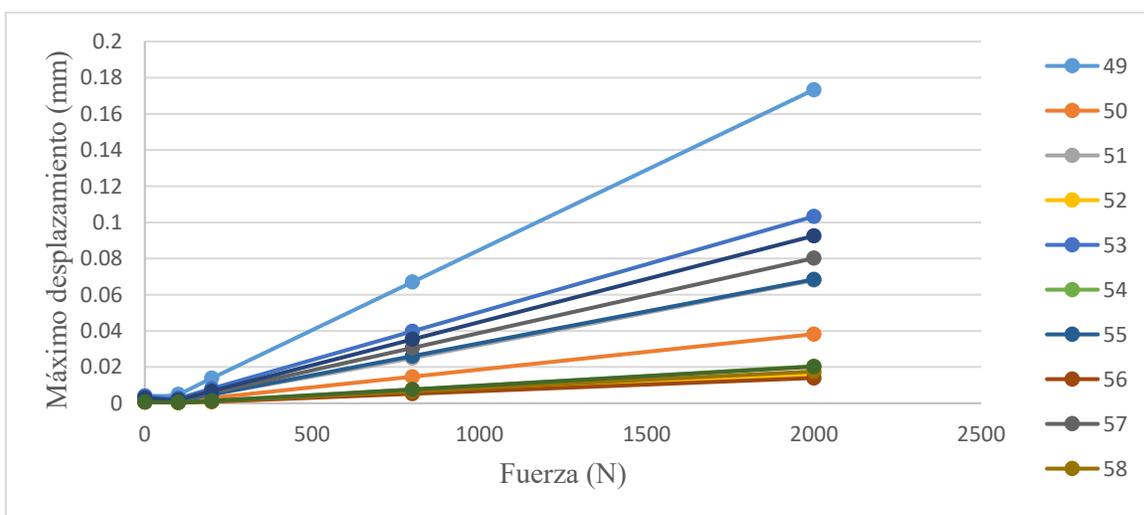


Figura 4.12 Análisis de deformación total de los diseños del percentil 95 (Simulación MEF)

En la Figura 4.12 se observa que los diseños 3D de los implantes de cráneo para el percentil 95 correspondientes al modelo 49 (espesor: 0.5mm, % huecos: 15.11 y volumen: 22092 mm<sup>3</sup>) y 53 (espesor:0.5mm, %huecos: 28.04 y volumen: 19604 mm<sup>3</sup>), sufren un máximo desplazamiento superior a 0.1 mm, por lo que no pueden utilizarse como implantes de cráneo.

En las gráficas se puede observar que los diferentes diseños de implante y las modificaciones en su diseño (grosor, porcentaje de huecos en el modelo CAD y volumen), aun siendo diseñadas para el mismo percentil, influyen en su funcionalidad mecánica al obtener diferentes valores del máximo desplazamiento cuando se aplica la misma fuerza en la simulación MEF.

De igual forma se observa que los modelos que sufren un desplazamiento mayor a 0.1 mm, poseen un grosor de 0.5 mm y un menor volumen comparado con otros, sin embargo, existen modelos con el mismo grosor (0.5 mm) y poco volumen que si cumplen con la restricción.

En la Figura 4.13 se muestra la relación del volumen del implante respecto al máximo desplazamiento obtenido por MEF, en donde se observa que no existe una correlación lineal entre ambas variables, por lo que no es posible utilizar los métodos de regresión lineal para estimar el máximo desplazamiento empleando el volumen como predictor.

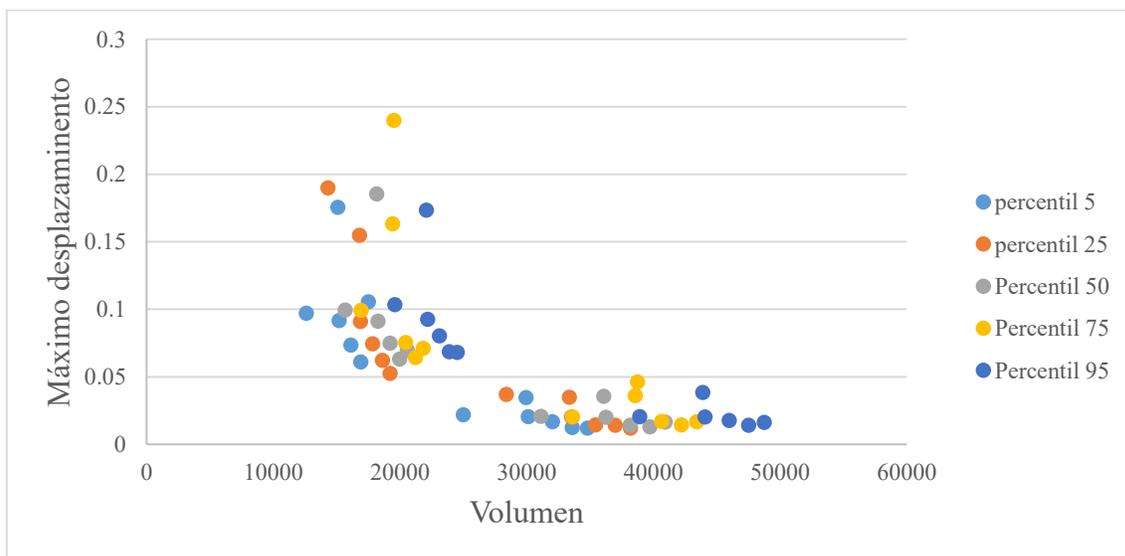


Figura 4.13 Volumen del implante y máximo desplazamiento

El anexo 1 muestra la tabla en donde se encuentra la relación de los 60 implantes de titanio diseñados para el cráneo de acuerdo a las dimensiones de los percentiles 5, 25, 50, 75 y 95, con las variables de diseño empleadas (Espesor y porcentaje de espacios varios), el volumen final y el máximo desplazamiento obtenido por MEF.

#### 4.6 Aplicación de Redes Neuronales

A partir de los datos obtenidos en la simulación por MEF, se elaboró una red neuronal de avance de dos capas en MATLAB para procesar los datos obtenidos y crear un sistema predictivo que relaciona las dimensiones antropométricas, el volumen y el espesor con el máximo desplazamiento de los diseños de los implantes craneofaciales.

Se utilizó la herramienta `nstart`, el cual es un comando de ajuste de redes neuronales, reconocimiento de patrones, agrupamiento y series de tiempo. Se creó una red neuronal MLP de avance de dos capas (ver Figura 4.14) para la resolución de un problema de ajuste de datos (`nftool`) con 10 neuronas ocultas sigmoideas y una neurona de salida lineal (`fitnet`). La red neuronal se entrenó utilizando el algoritmo de propagación hacia atrás Levenberg-Marquardt (`trainlm`).

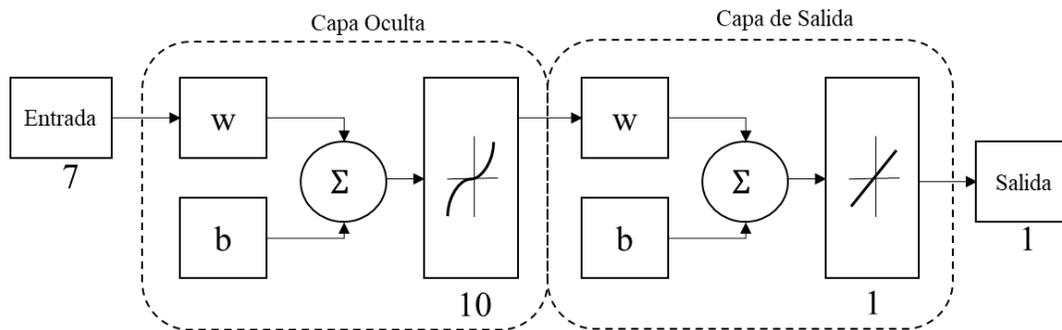


Figura 4.14 Arquitectura de la red neuronal artificial MLP creada.

La red neuronal (Anexo 2) relaciona las propiedades antropométricas (longitud del cráneo, ancho y altura de la cabeza), las variables de diseño (espesor, diámetro y separación de los orificios) y el volumen con el máximo desplazamiento obtenido por simulación MEF de los diseños de los implantes de cráneo. La Figura 4.15 contiene toda la información relativa a la formación de la red (algoritmos, entrenamiento, validación y prueba).

En esta etapa, la red neuronal describió la configuración óptima, lo que significa que teóricamente asegura la minimización del error de salida. Se realizó la evaluación cuantitativa del sistema propuesto y su rendimiento utilizando el error cuadrático medio y los valores de regresión R.

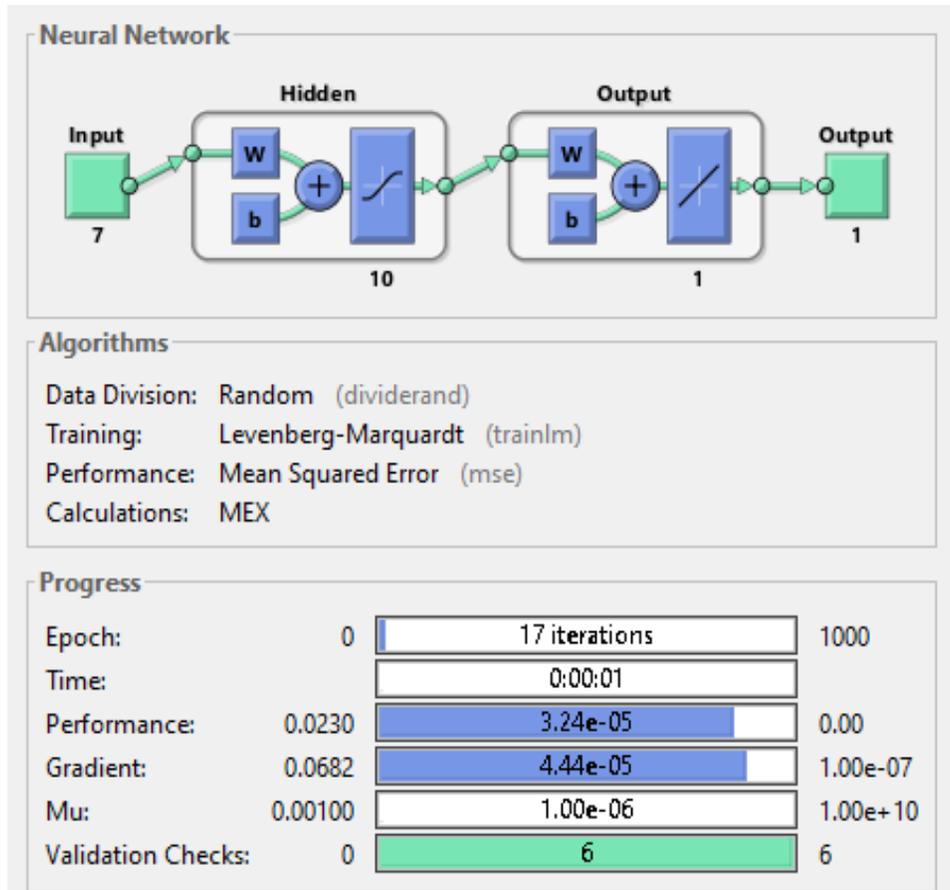


Figura 4.15 Entrenamiento, validación y prueba de la red neuronal de avance de dos capas.

En la Figura 4.16 se indica la iteración en la que el rendimiento de la validación alcanzó un mínimo, las curvas de validación y prueba son muy similares por lo que no existe algún exceso de ajuste. La red neuronal se seleccionó en base a su gráfico de regresión (ver Figura 4.17), en donde se obtuvo un valor de  $R^2$  global de 0.9725, lo que muestra que existe una relación del 97% entre las salidas de la red y los objetivos.

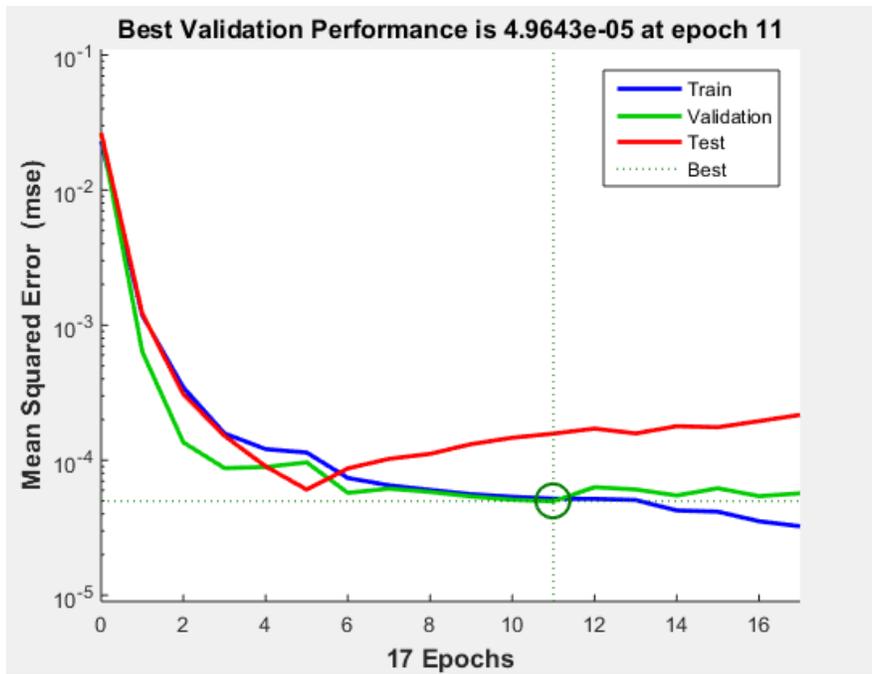


Figura 4.16 Rendimiento de la red neuronal

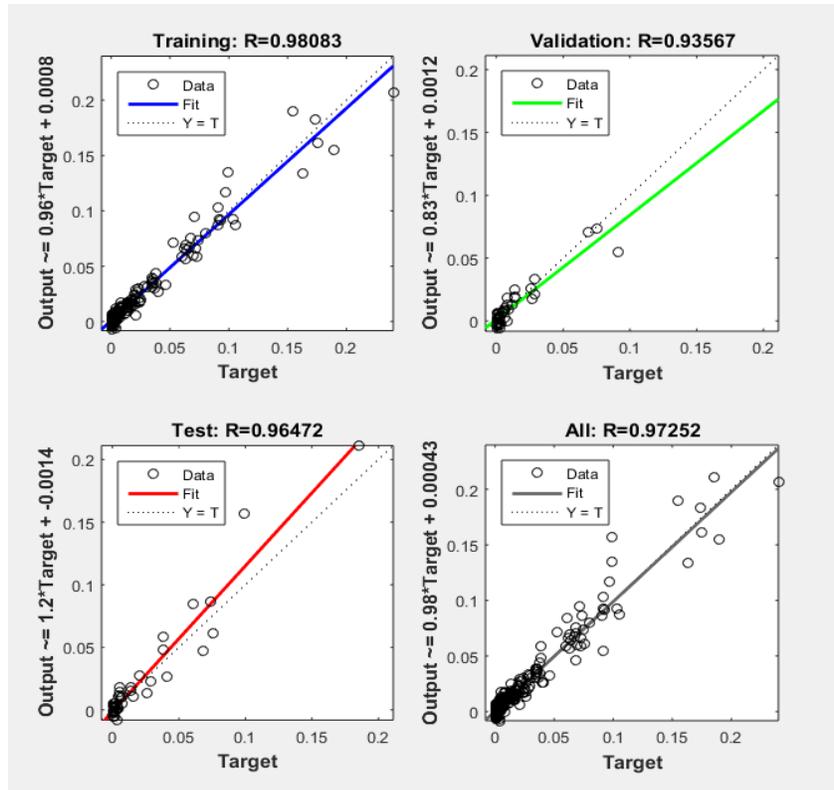


Figura 4.17 Gráficos de regresión para entrenamiento, pruebas y validación.

La red neuronal obtenida se utilizó para predecir el desplazamiento máximo de nuevos implantes craneofaciales (percentil 30, 40, 60, 70, 80 y 90) sin la necesidad de someter los nuevos diseños a simulación.

#### 4.7 Optimización

Utilizando regresión lineal simple mediante el software estadístico Minitab, se obtuvo un modelo lineal empleando las variables de diseño como predictores continuos (longitud del cráneo, espesor, diámetro y separación de los orificios) y el volumen final del implante como respuesta. Para la selección del modelo se identificaron los términos como significativos, el valor  $R^2$  ajustado más alto y el estadístico general de la prueba F significativo.

Se encontró un modelo matemático que relaciona las variables de diseño con el volumen final del implante obteniendo un  $R^2$  de 0.97. En la Tabla 4.3 se encuentra el resultado del análisis

de varianza de la regresión, en donde se observa que cada uno de los términos son significativos al obtenerse valores  $p < 0.05$ . En la Tabla 4.4 se encuentra el resumen del modelo, en donde se muestra una  $R^2$  ajustada del 97.31%, lo que indica que el modelo puede ser utilizado para estimar el volumen empleando las variables de diseño como predictores.

Tabla 4.3 Análisis de Varianza

Fuente	GL	SC Ajust.	MC Ajust.	Valor F	Valor p
Regresión	4	6211342822	1552835705	534.30	0.000
Longitud del cráneo (G-Op)	1	754802731	754802731	259.71	0.000
Espesor	1	5156845417	5156845417	1774.38	0.000
Diámetro	1	100376598	100376598	34.54	0.000
Separación	1	292120699	292120699	100.51	0.000
Error	55	159845539	2906283		
Total	59	6371188360			

Tabla 4.4 Resumen del modelo

S	R-cuad.	R-cuad. (ajustado)	R-cuad. (pred)
1704.78	97.49%	97.31%	96.94%

La Ecuación 3.3 que relaciona las variables longitud del cráneo G-Op, espesor, diámetro y separación de los orificios con el volumen final del implante es la siguiente:

$$\text{Volumen} = -62812 + 314.3(\text{G-Op}) + 37083 (\text{Espesor}) - 1351 (\text{Diámetro}) + 1043 (\text{Separación}) \quad \text{Ec.3.3}$$

Usando las dimensiones antropométricas del cráneo y modificando las variables de diseño (grosor y porcentaje de espacios vacíos), se encontró un modelo matemático en Matlab utilizando la aplicación Curve Fitting de MATLAB (Ver Figura 4.18), obteniendo un  $R^2$  de 0,97. La ecuación (23) que relaciona la longitud del cráneo G-Op, el máximo desplazamiento obtenido por MEF y el volumen es la siguiente:

$$\text{Volumen} = -4.32\text{E}+04 + 466.6 * (\text{G-Op}) - 2.72\text{E}+04 * (\text{Máximo desplazamiento}) - 2336 * (\text{G-Op}) * (\text{Máximo desplazamiento}) + 1.73\text{E}+06 * (\text{Máximo desplazamiento})^2 \quad \text{Ec.3.4}$$

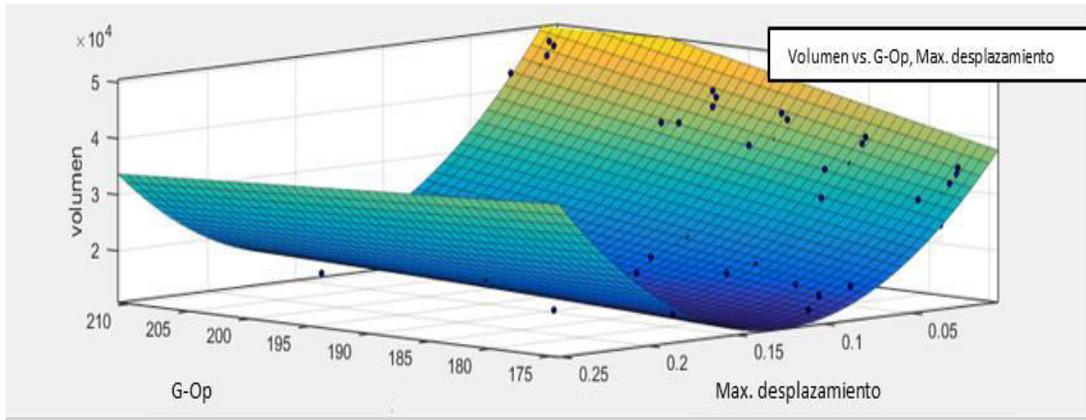


Figura 4.18 Polinomio que ajusta los datos correspondientes a longitud del cráneo (G-Op), el máximo desplazamiento del implante y el volumen del diseño.

Las ecuaciones resultantes se ingresaron como formulas en una hoja de cálculo en Excel. Se seleccionaron una celda para cada una de las variables de decisión, las cuales fueron las variables de diseño espesor, diámetro y separación de los orificios. Se creó una celda para la función objetivo, la cual corresponde al volumen final del implante.

Finalmente, se encontraron los diseños óptimos para cada percentil utilizando la herramienta solver, los cuales, minimizan la cantidad de material (Ti6Al4V) manteniendo como restricción un desplazamiento máximo de 0.1 mm. Los diseños óptimos se encuentran desglosados en la Tabla 4.5.

Tabla 4.5 Valores correspondientes a los diseños óptimos de implantes de cráneo.

Percentil	Longitud del cráneo	Máximo desplazamiento	Separación	Diámetro	Espesor	Volumen	Huecos %
5	176.00	0.1	5.18	4.77	0.56	12333.68	32.44
25	183.70	0.1	5.15	4.80	0.55	14137.10	26.40
30	185.00	0.1	5.15	4.81	0.55	14440.00	25.45
40	188.00	0.1	5.19	4.75	0.54	15139.00	23.03
50	190.00	0.1	5.18	4.76	0.53	15605.00	21.65
60	193.18	0.1	5.24	4.70	0.52	16345.94	19.21
70	194.70	0.1	5.23	4.71	0.52	16700.10	18.22
75	195.70	0.1	5.23	4.71	0.52	16933.10	17.58
80	196.00	0.1	5.23	4.72	0.52	17003.00	17.38
90	203.14	0.1	5.20	4.74	0.50	18666.62	13.01
95	209.30	0.1	5.18	4.76	0.49	20101.90	9.51

Se obtuvieron los valores de separación, diámetro de orificio y espesor para el diseño de modelos óptimos de implantes de cráneo de Titanio que no se desplazan más de 0.1 mm para cada percentil y que minimizan la cantidad de material o volumen empleado para su futura fabricación por Manufactura Aditiva.

## Capítulo 5. Conclusiones

A partir del presente estudio se logró la optimización de implantes de cráneo de titanio mediante la aplicación del método de búsqueda del gradiente reducido generalizado (GRG), redes neuronales artificiales y utilizando el método de elementos finitos (MEF). Se encontraron los diseños óptimos para cada percentil que minimizan la cantidad de material (Ti6Al4V) manteniendo como restricción un desplazamiento máximo de 0.1 mm

La optimización se basó en el análisis mecánico (máximo desplazamiento) del diseño bajo la simulación por MEF utilizando condiciones de presión intracraneal normales (PIC=10 mm Hg), doce puntos de fijación y una fuerza de 2000N con el objetivo de aligerar la estructura (minimizar el volumen) manteniendo la funcionalidad mecánica y protección brindada por el implante.

Mediante manufactura aditiva es posible la fabricación de formas y diseños de geometrías complejas, lo que permite que los modelos que serán utilizados como implantes de cráneo puedan ser optimizados brindando soluciones de diseño. Asimismo, el empleo de herramientas de simulación, en este caso el método de elementos finitos, permitió ajustar los modelos 3D a las necesidades del usuario principalmente brindando protección al cerebro.

Empleando una red neuronal artificial, fue posible predecir la respuesta para numerosas combinaciones de los parámetros geométricos, sin la necesidad de crear o modificar nuevos modelos reduciendo significativamente el tiempo de diseño y de simulación. La optimización GRG permitió identificar los diseños conceptuales más eficientes y ligeros, al encontrar las geometrías de los modelos 3D que requieren menor volumen de material para su fabricación, reduciendo considerablemente el costo final del implante.

## Referencias

- Arango, M., & al, e. (2014). *Implantes personalizados de polimetilmetacrilato (PMMA) para aplicaciones en craneoplastia*. Bogotá, Colombia: Universidad Nacional de Colombia, Facultad de Medicina, Maestría en Ingeniería Biomédica.
- Artner, J. (2002). *Atlas of human skeletal anatomy: Cranium The Skull-Anatomy*. Academia.
- Asadi-Eydivand, M., & al, e. (2016). Effect of technical parameters on porous structure and strength of 3D printed calcium sulfate prototypes. *Robotics and Computer-Integrated Manufacturing, Volume 37*, 57-67.
- Ávila, R., & al, e. (2007). *Dimensiones antropométricas de población latinoamericana, Segunda ed.* . Guadalajara Jalisco: Centro Universitario de Arte, Arquitectura y Diseño.
- Bandyopadhyay, A. S. (2015). 3D printing of biomaterials. *MRS Bulletin* , 108-115.
- Baxt, W., & al, e. (1991). Use of an artificial neural network for the diagnosis of myocardial infarction. *Annals of Internal Medicine*, 843-848.
- Beer, F. (2010). *Mecánica de Materiales Quinta edición*. Mexico : Mc-Graw Hill .
- Bertol, L., & al, e. (2012). Customized craniofacial implants: Design and manufacture, . En *The design and manufacture of medical devices* (págs. 205-238). Sawston, Cambridge: Woodhead Publishing.
- Bibb, R. (2015). *Medical Modelling, The Application of Advanced Design and Rapid Prototyping Techniques in Medicine (Second edition)*. United Kingdom : Woodhead Publishing Series in Biomaterials: Number 91. Elsevier Ltd.
- Bose, S., & al, e. (2013). Bone tissue engineering using 3D printing. *Materials today, Volumen 16, No. 12*, 496-503.
- Brommeland, T., & al, e. (2015). Cranioplasty complications and risk factors associated with bone flap resorption. *Scand J Trauma Resusc Emerg Med*, 23: 75.
- Bronner, F. (2005). *Bone Resorption. Volumen 2*. Estados Unidos: Springer.

- Bruce, R., & al, e. (2000). *Transtornos y lesiones del sistema musculoesquelético. Introducción a la ortopedia, fracturas y lesiones articulares, reumatología osteopatía metabólica y rehabilitación. 3ra. edición.* Barcelona, España: El sevier España.
- Budynas, R. (2008). *Diseño en ingeniería mecánica de Shigley.* México: McGraw-Hill.
- Castellano, G. (2004). Texture analysis of medical images. *Clinical Radiology*, 1061-1069.
- Chapra, S., & Canale, R. (2007). *Métodos Numéricos Para Ingenieros.* México: McGraw-Hill.
- Currey, J. (1970). The Mechanical Properties of Bone. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 73:211-231.
- De Bonis, P., & al, e. (2012). Cranial repair: how complicated is filling a "hole"? *J Neurotrauma*, 29(6):1071-6.
- De Water , V. (2016). Deformation of a Titanium Calvarial Implant following Trauma: A Case Report. *Craniomaxillofac Trauma Reconstr.* , 158–161.
- Demuth, H. (2016). *Neural Network Toolbox.* United States: The MathWorks, Inc.
- Desai, C. (1979). *Elementary Finite Element Method.* Upper Saddle River, NJ: Prentice-Hall.
- Díaz de León, V. M., & al., E. (2018). *Mecánica de materiales teoría y aplicaciones.* México: Patria educación.
- Díaz León, J. L., & al, e. (2016). Mechanical characterization of bone allografts, enriched with mesenchymal cells. *Int. J. of Design & Nature and Ecodynamics*, 722–730.
- Díaz, C., & al, e. (2016). Craneoplastía con implante de titanio individualizado mediante tecnología CAD/CAM. *Implantol Act*, 4-7.
- Edgar, T. (2001). *Optimization of Chemical Processes.* New York: McGraw-Hill.
- Eijnatten, M. V., & al, e. (2017). CT image segmentation methods for bone used in medical additive manufacturing. *Medical Engineering and Physics*, 51, 6-16.
- El-Sayed, & al, e. (2014). Computer-aided diagnosis of human brain tumor through MRI: A survey and a new algorithm. *Expert Systems with Applications*, 41(11), 526-554.

- Felsenberg, D. (2001). Struktur und Funktion des Knochens: Stützwerk aus Kollagen und Hydroxylapatit. *Pharm. Unserer Zeit*, 488-552.
- Fernández-Tresguerres, I. (2006). Bases fisiológicas de la regeneración ósea I: Histología y fisiología del tejido óseo. *Medicina Oral, Patología Oral y Cirugía Bucal*, 47-51.
- Garza, C. (2004). El Banco de hueso y tejidos: alta tecnología disponible para los ortopedistas mexicanos. *Acta Ortoped Mex*, 18:261-265.
- Gaweł, D., & al, e. (2016). Visualization of the medical imaging data in 3D space using portable format. *AIMS Bioengineering*, 3, 176-187.
- Gazdag, A. (1995). Alternatives to autogenous bone graft: efficacy and indications. *J Am Acad Orthoped Surg*, 3:1-8.
- Gere, J. M., & al, e. (2009). *Mecánica de materiales*. México, D.F: Cenngage Learning.
- Gibson, I. (2015). *Additive Manufacturing Technologies 3D Printing, Rapid Prototyping, and Direct Digital Manufacturing (Second edition)*. New York, USA: Springer.
- Gil, L. (2013). Análisis de las causas de las fallas de implantes biomedicos utilizados en cirugía ortopedica y traumatología. *Revista Latinoamericana de Metalurgia y Materiales*, 61-66.
- Gómez, C., & Medellín, H. (2017). Diseño y optimización topológica de un implante craneal personalizado. *Memorias del xxiii congreso internacional anual de la SOMIM*, 210-219.
- Gómez, C., & Medellín, H. (2017). Diseño y optimización topológica de un implante craneal personalizado. *Memorias del xxiii congreso internacional anual de la somim*, 210-219.
- Green, S., & Schlegel, J. (2001). A polyaryletherketone biomaterial for use in medical implant applications. *Polym for the Med Ind Proc, Brussels*, 14-15.
- Guo, Z. (1992). Sensitivity analysis and applications to nuclear power plant. En *Proceedings of the 1992 IEEE International Joint Conference on Neural Networks* (págs. 2:453–458). Piscataway, NJ: IEEE Service Center.

- Hall, S. (2012). *Basic biomechanics(Sixth edit)* . New York: Mc Graw Hill.
- Harley, T. (1998). Connectionist modeling of the recovery of language functions following brain damage. *Brain and Language*, 52(1), 7-24.
- Harris, J., & Stöcker, H. (1998). *Handbook of Mathematics and Computational Science*. New York: Springer.
- Hernandez, J. L. (2015). *Antropometría y biomecánica para ingenieros y diseñadores industriales*. Ciudad Juárez, Chihuahua: UACJ.
- Hijar, M. (2014). *Los accidentes como problema de salud pública en México, retos y oportunidades*. México: Academia Nacional de Medicina (ANM).
- Hilera, J. (1995). *Redes neuronales artificiales: Fundamentos, modelos y aplicaciones*. Madrid, España: RA-MA Editorial.
- Honeybul , S. (2010). Complications of decompressive craniectomy for head injury. *J Clin Neurosci*, 430-5.
- Hudson, D. L. (2000). *Neural networks and artificial intelligence for biomedical engineering*. Nueva York, Estados Unidos: IEEE Engineering in Medicine and Biology Society.
- Hurel, J., & et al. (2015). DISEÑO Y FABRICACIÓN DE PROTOTIPOS DE IMPLANTES PERSONALIZADOS MEDIANTE CAD-CAM PARA APLICACIONES EN CIRUGÍAS RECONSTRUCTIVAS CRÁNEO-MAXILOFACIALES. *Congreso Iberoamericano de Ingeniería Mecánica*, 1-9.
- Hutmacher, D., & al, e. (2004). Scaffold-based tissue engineering: rationale for computer-aided design and solid free-form fabrication systems. *Trends in Biotechnology*, 354–362.
- Indrayan, A. (2017). *Medical Biostatistics*. Delhi, India: Chapman and Hall/CRC Biostatistics Series.

- Janecka, I. P. (2000). New reconstructive technologies in skull base surgery: role of titanium mesh and porous polyethylene. *Archives of Otolaryngology–Head & Neck Surgery*, 396-401.
- Jardini, A., & al, e. (2014). Cranial reconstruction: 3D biomodel and custom-built implant created using additive manufacturing. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 1877-1884.
- Johnson, R. (2008). *Estadística elemental: Lo esencial*. Nueva York: CENGAGE LEARNING.
- Klaus-Jürgen, B. (2014). *Finite Element Procedures, 2nd ed*. Massachusetts: Prentice Hall, Pearson Education, Inc. .
- Krishan, K. (2007). Anthropometry in Forensic Medicine and Forensic Science-'Forensic Anthropometry. *Int. J. Foren. Sci.*, 137-141.
- Kroemer, K. H. (2006). Anthropometry . En W. K. (Ed.), *International Encyclopedia of Ergonomics and Human factors* (pág. 242). CRC Press Book, Taylor & Francis.
- Kurtz, S. M., & Devine, J. N. (2007). PEEK biomaterials in trauma, orthopedic, and spinal implants. *Biomaterials*, 4845-4869.
- Liestol, K. A. (1994). Survival analysis and neural networks. *Stat Med*, 13, 1189-1200.
- Maren, A. (1990). *Handbook of neural computing applications*. . San Diego, California: Academic Press, Inc.
- Martínez, M. I., & al, e. (2018). Generación de Modelos Estadísticos Predictivos de las Propiedades Antropométricas de Estructuras Craneofaciales. *Memorias del xli congreso nacional de ingeniería biomédica* , 178-181.
- Materka, A. (2004). Texture analysis methodologies for magnetic resonance imaging. *Technical University of Lodz, Institute of Electronics*, 244-246.
- Mayer, U. (2004). Biological and biophysical principles in extracorporal bone tissue engineering. *I. Int J Maxillofac Surg*, 33:325-332.
- Meyer, U. (2006). *Bone and Cartilage Engineering*. Berlín, Alemania: Springer.

- Montgomery, D. (2002). *Probabilidad y estadística aplicadas a la ingeniería*. México: LIMUSA.
- Movahed, R. e. (2013). Application of cranial bone grafts for reconstruction of maxillofacial deformities. *Proceedings (Baylor University. Medical Center)*, 252-255.
- Nagasao, T., & al., e. (2011). Biomechanical analysis of the effect of intracranial pressure on the orbital distances in trigonocephaly . *The Cleft Palate–Craniofacial Journal*, Vol. 48, Issue 2, 190–196.
- NIBIB. (2016). Tomografía Computarizada (TC). *NIH. Transformación de Descubrimientos en Salud.*, 2.
- Nordin, M., & Frankel, V. H. (2001). *Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System*. . Filadelfia: Lippincott Williams & Wilkins.
- Ogura, H. (1997). A study of learning splice sites of DNA sequences by neural networks. *Biology and Medicine*, 67-75.
- Ortiz, L. (2007). *Resistencia de materiales tercera edición*. Madrid España: McGraw-hill.
- Ratner, B., & al, e. (2012). *Biomaterials Science 3rd Edition. An Introduction to Materials in Medicine*. Canada: Academic Press.
- Rialle, V. (1994). Cognitive models in psychiatry: from symbolic models to parallel and distributed models (French). *J. of Psychiatry and Neuroscience*, 19(3), 178-192.
- Roca, A. D. (2014). *Bioestadística. Tercera edición*. . México: El manual moderno.
- Roebuck, J. A., & al, e. (1975). *Engineering Anthropometry Methods*. New York, USA: Wiley-Interscience.
- Rosenblatt, F. (1958). The Perceptron: a probabilistic model for information storage and organization in the brain. *Psychological Review*, 65, 386-408.
- Ruiz, M. (2000). Manejo del traumatismo craneoencefálico grave en un hospital comarcal. *Emergencias*, 106-115.

- Sabino, M. (2017). Técnicas para la fabricación de andamios poliméricos con aplicaciones en ingeniería de tejidos. *Rev. LatinAm. Metal. Mat*, 120-146.
- Sangvichien, S., & al, e. (2017). Sex Determination in Thai Skulls by Using Craniometry: Multiple Logistic Regression Analysis. *Siriraj Medical Journal*, 59(5): 216-221.
- Saugstad, L. (1994). Deviation in cerebral excitability: possible clinical implications. *Int. J. of Psychophysiology*, 18(3), 205-212.
- Schmidt, A. (2000). Pathophysiology of Infections After Internal Fixation of Fractures. *Journal of the American Academy Surgeons*, 285-91.
- Singleton, W. T. (1972). *Introduction to Ergonomics*. Geneva : World Health Organization.
- Soto, S. (2005). Injertos óseos: Una alternativa efectiva y actual para la reconstrucción del complejo cráneo-facial. *Revista Cubana de Estomatología*, 42.
- Spetzger, U., & al, e. (2010). Materials and techniques for osseous skull reconstruction. *Minim Invasive Ther Allied Technol*, 110-21.
- Strang, G., & Fix, G. (1973). *An Analysis of the Finite Element Method*. Upper Saddle River, NJ: Prentice-Hal.
- Stratasys, L. (11 de 08 de 2018). *Prototipado rápido*. . Obtenido de <http://www.stratasys.com/mx/resources/rapid-prototyping>
- Susuki, K. (2011). *Artificial neural networks methodological advances and biomedical applications*. Rijeka, Croatia: InTech.
- Teshima, T. P. (2015). Three-Dimensional Statistical Average Skull: Application of Biometric Morphing in Generating Missing Anatomy. *Journal of Craniofacial Surgery*, 1634-1638.
- Timoshenko, S. (1983). *History of Strength of Materials*. Nueva York: Dover Publications Inc.
- Tortora, G., & Grabowski, S. (2006). *Principios de anatomía y fisiología*. México: Oxford.

- Tseng, T. (2014). Automated quality characterization of 3D printed bone scaffolds. *Journal of Computational Design and Engineering*, 194-201.
- Tsouknidas, A., & al, e. (2011). FEM assisted evaluation of PMMA and Ti6Al4V as materials for cranioplasty resulting mechanical behaviour and the neurocranial protection. *Bio-Medical Materials and Engineering* , 139–147.
- Tu, J. V. (1996). Advantages and disadvantages of using artificial neural networks versus logistic regression for predicting medical outcomes. *Journal of Clinical Epidemiology*, 49(11), 1225-1231.
- Velasco, M. A. (2010). Implantes Scaffolds para regeneración ósea.: Materiales, técnicas y modelado mediante sistemas de reacción-difusión. *Revista Cubana de Investigaciones Biomédica*, 29.
- Velasco, M. A. (2010). Implantes Scaffolds para regeneración ósea.: Materiales, técnicas y modelado mediante sistemas de reacción-difusión. *Revista Cubana de Investigaciones Biomédicas*, 29.
- Vorndran, E. M. (2015). 3D printing of ceramic implants. *MRS Bulletin*, 127-136.
- Ward Booth, P., & al, e. (2011). *Maxillofacial Trauma and Esthetic Facial Reconstruction, 2nd Edition*. London, United Kingdom: Elsevier Health Sciences.
- Wayen, D. (2002). *Bioestadística Base Para El Analisis Ciencias Salud 4Ed*. México: LIMUSA.
- Zambudio, P. (2009). *Prótesis, órtesis y ayudas técnicas*. Barcelona, España: Elsevier España.
- Zárate-Kalfópulo, B. (2006). Injertos óseos en cirugía ortopédica. *Cirugía y Cirujanos*, 217-222.
- Zienkiewicz, O., & Taylor, R. (1994). *The Finite Element Method, 4th ed., 2 vols*. London: McGraw-Hill.

## Anexos

### Anexo 1. Propiedades de los modelos 3D

Percentil	No. del diseño/Implante	Máximo desplazamiento	Espesor	Espacios Vacíos %	Volumen
5.00	1	.16	.50	17.12	15104
	2	.03	1.00	18.38	29968
	3	.09	.50	4.00	17521
	4	.01	1.00	5.21	34807
	5	.12	.50	31.88	12621
	6	.03	1.00	33.21	25000
	7	.08	.50	7.17	16918
	8	.01	1.00	8.41	33595
	9	.09	.50	11.35	16142
	10	.02	1.00	12.60	32043
	11	.09	.50	16.62	15193
	12	.03	1.00	17.88	30145
25.00	13	.19	.50	15.88	16813
	14	.04	1.00	15.97	33374
	15	.07	.50	3.71	19229
	16	.01	1.00	3.73	38207
	17	.15	.50	29.52	14330
	18	.03	1.00	29.68	28408
	19	.07	.50	6.66	18626
	20	.01	1.00	6.69	37004
	21	.07	.50	10.54	17850
	22	.02	1.00	10.60	35448
50.00	23	.09	.50	15.42	16901
	24	.02	1.00	15.50	33551
	25	.20	.50	20.73	18178
	26	.04	1.00	16.73	36096
	27	.06	.50	9.98	20595
	28	.02	1.00	11.53	40930
	29	.13	.50	24.20	15695
	30	.03	1.00	18.22	31129
	31	.07	.50	12.43	19991
	32	.02	1.00	12.80	39723
	33	.09	.50	15.09	19215
	34	.03	1.00	14.11	38170
75.00	35	.10	.50	18.01	18266
	36	.02	1.00	15.49	36273
	37	.20	.50	18.50	19516

	38	.03	1.00	15.72	38588
	39	.06	.50	8.39	20465
	40	.02	1.00	10.68	43422
	41	.12	.50	21.75	16944
	42	.03	1.00	17.17	33620
	43	.07	.50	10.70	21241
	44	.01	1.00	11.91	42215
	45	.09	.50	13.21	21845
	46	.02	1.00	13.19	40662
	47	.10	.50	15.95	19428
	48	.21	1.00	15.03	38764
95.00	49	.04	.50	15.11	22092
	50	.06	1.00	3.51	43902
	51	.01	.50	3.53	24518
	52	.16	1.00	27.89	48746
	53	.03	.50	28.04	19604
	54	.06	1.00	6.31	38924
	55	.01	.50	6.34	23909
	56	.07	1.00	9.98	47536
	57	.02	.50	10.03	23132
	58	.10	1.00	14.59	45981
	59	.02	.50	14.67	22181
	60	.02	1.00	14.52	44079

---

## Anexo 2. Red Neuronal

```
% Solve an Input-Output Fitting problem with a Neural Network
% Script generated by Neural Fitting app
% Created 14-Mar-2019 12:44:54
%
% This script assumes these variables are defined:
%
%   input2def - input data.
%   targetdef - target data.

x = input2def';
t = targetdef';

% Choose a Training Function
% For a list of all training functions type: help nntrain
% 'trainlm' is usually fastest.
% 'trainbr' takes longer but may be better for challenging problems.
% 'trainscg' uses less memory. Suitable in low memory situations.
trainFcn = 'trainlm'; % Levenberg-Marquardt backpropagation.

% Create a Fitting Network
hiddenLayerSize = 10;
net = fitnet(hiddenLayerSize,trainFcn);

% Choose Input and Output Pre/Post-Processing Functions
% For a list of all processing functions type: help nnprocess
net.input.processFcns = {'removeconstantrows','mapminmax'};
net.output.processFcns = {'removeconstantrows','mapminmax'};

% Setup Division of Data for Training, Validation, Testing
% For a list of all data division functions type: help nndivide
net.divideFcn = 'dividerand'; % Divide data randomly
net.divideMode = 'sample'; % Divide up every sample
net.divideParam.trainRatio = 70/100;
net.divideParam.valRatio = 15/100;
net.divideParam.testRatio = 15/100;

% Choose a Performance Function
% For a list of all performance functions type: help nnperformance
net.performFcn = 'mse'; % Mean Squared Error

% Choose Plot Functions
% For a list of all plot functions type: help nnplot
net.plotFcns = {'plotperform','plottrainstate','ploterrhist', ...
    'plotregression','plotfit'};

% Train the Network
[net,tr] = train(net,x,t);

% Test the Network
y = net(x);
e = gsubtract(t,y);
performance = perform(net,t,y)
```

```

% Recalculate Training, Validation and Test Performance
trainTargets = t .* tr.trainMask{1};
valTargets = t .* tr.valMask{1};
testTargets = t .* tr.testMask{1};
trainPerformance = perform(net,trainTargets,y)
valPerformance = perform(net,valTargets,y)
testPerformance = perform(net,testTargets,y)

% View the Network
view(net)

% Plots
% Uncomment these lines to enable various plots.
%figure, plotperform(tr)
%figure, plottrainstate(tr)
%figure, ploterrhist(e)
%figure, plotregression(t,y)
%figure, plotfit(net,x,t)

% Deployment
% Change the (false) values to (true) to enable the following code
blocks.
% See the help for each generation function for more information.
if (false)
    % Generate MATLAB function for neural network for application
    % deployment in MATLAB scripts or with MATLAB Compiler and Builder
    % tools, or simply to examine the calculations your trained neural
    % network performs.
    genFunction(net,'myNeuralNetworkFunction');
    y = myNeuralNetworkFunction(x);
end
if (false)
    % Generate a matrix-only MATLAB function for neural network code
    % generation with MATLAB Coder tools.
    genFunction(net,'myNeuralNetworkFunction','MatrixOnly','yes');
    y = myNeuralNetworkFunction(x);
end
if (false)
    % Generate a Simulink diagram for simulation or deployment with.
    % Simulink Coder tools.
    gensim(net);
end

```



## ANÁLISIS DE TEXTURA EN IMÁGENES DE RESONANCIA MAGNÉTICA PARA EL DISEÑO 3D DE IMPLANTES ÓSEOS DE CRÁNEO

Mariana Izal Martínez Velencia<sup>1</sup>, José Antonio Vilqueza López<sup>2</sup>, José Luis Oliva León<sup>1</sup>,  
C. Hernández-Navarro<sup>3</sup>

<sup>1</sup> Tecnológico Nacional de México en Colima.  
\*Autor de correspondencia: [caez\\_hf@hotmail.com](mailto:caez_hf@hotmail.com), [caroline.hernandez@colima.edu.mx](mailto:caroline.hernandez@colima.edu.mx)



El análisis de textura es una herramienta muy útil para obtener información sobre imágenes médicas, este trabajo se enfocó en estudiar la textura de imágenes segmentadas de cráneos obtenidas por resonancia magnética (RM), con parámetros como la composición y mineralización del tejido óseo para el diseño de andamios que serán utilizados como implantes óseos.

### Introducción



Trasmisión característica causa de muerte y discapacidad en la población joven (edad entre 15 a 45 años)



66-70% de hidroxiapatita inorgánica (HA)



CMO = Contenido mineral óseo (CMO, g. de HA) Área Esqueletal (mm<sup>2</sup>)

### Objetivo

Analizar la textura en imágenes de resonancia magnética (RM) y caracterizar la superficie del hueso plano del cráneo en el diseño de modelos 3D de andamios porosos para su aplicación como implantes óseos.

### Materiales y Métodos

#### 1. Adquisición de imágenes (RM)



Se obtuvieron 5 secuencias en el equipo de RM **Brio MR355 1.5T** Inspire, potenciado en contraste T2 de 5 pacientes con densidad mineral ósea (DMO) y puntuación T conocida, 4 hombres (H1, H2, H3 y H4) y 1 mujer (M1), proporcionados por el Centro Médico Quirúrgico de Colima.

Género, Edad y densidad mineral ósea de cada paciente				
Código del paciente	Género	Edad	DMO (g de HA/cm <sup>3</sup> )	Puntuación T
H1	Masculino	44	-1.934	-0.921
H2	Masculino	45	-1.752	-0.852
H3	Masculino	48	-0.921	-0.774
H4	Masculino	58	-0.952	-0.521
M1	Femenino	52	-0.913	-0.852

#### 2. Segmentación del hueso plano y análisis de textura

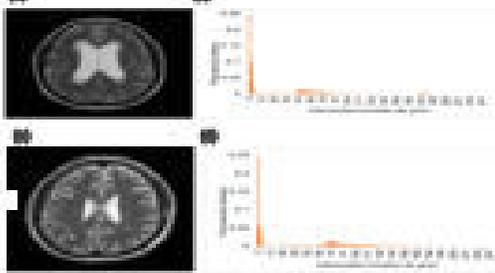


Flujo propuesto en el análisis de textura usando el paquete Matlab

#### 3. Análisis de regresión lineal

### Resultados

Inserción de los niveles de gris de imágenes RM (como axis), relaciones controladas:



(a) Imagen T2 del cráneo del paciente H1 (Corte axial, velocidad 16, 10000 8000 ms) B1 (ms), B2, Señal por píxel, B3, Grupos de voxels de tipo y (b) Histograma de mineralización de control de gris del cráneo del paciente H1. (c) Imagen T2 del cráneo del paciente H3 (Corte axial, velocidad 16, 10000 8000 ms) B1 (ms) y (d) su respectiva histograma.

#### Parámetros de textura y regresión lineal

Se seleccionaron las regiones de interés (ROI) y con el CMO (g. de HA) se encontró la ecuación que relaciona los parámetros de textura con la calidad ósea.



Segmentación de la unidades de interés (ROI) correspondiente al hueso plano del paciente (H1, H2, H3, H4, H5 y M1) respectivamente

Contenido mineral óseo correspondiente al área de la imagen del hueso plano segmentado.				
Código del paciente	Área (mm <sup>2</sup> )	Medio	Varianza	CMO (g HA)
H1	3809	23.717	283.4	39.3851
H2	4656	37.267	608.85	50.8627
H3	4258	43.454	819.88	40.1804
H4	3505	52.941	586.30	34.1171
M1	3833	48.803	573.7	34.8803

CMO (g HA) = 44.8219 - 0.026555 Medio + 0.025832 Varianza  
 $R = 1.19472$     $R^2 = 98.10\%$     $R^2(\text{ajuste}) = 98.52\%$   
 $R^2(\text{validación}) = 91.18\%$     $R^2(\text{validación}) = 85.23\%$

### Conclusiones

El modelo propuesto relaciona la textura de las imágenes segmentadas con la composición y mineralización del tejido óseo (CMO g. HA) y la resistencia del hueso (valor T) para la fabricación y diseño de andamios óseos a partir de materiales de Hidroxiapatita (HA) con características similares a las del hueso de cada paciente para ser utilizadas como implantes óseos

#### Agradecimientos

Los autores agradecemos CONACYT por la beca otorgada para realizar los estudios de posgrado y al Centro Médico Quirúrgico de Colima el apoyo en la adquisición de las imágenes de RM

#### Referencias

- El Hara. "Una herramienta para el diagnóstico de la osteoporosis: densitometría ósea y osteoporosis". Academia Nacional de Medicina de México, México, 2015. Capítulo 8, pp. 204.
- A. **Wolke**, "Texture analysis methodologies for magnetic resonance imaging", *Diagnosis and Clinical Neuroscience*, Vol. 13, 2018, pp. 244-260.
- R. **McNeill**, "Textural Modeling: The Application of Advanced Design and Rapid Prototyping Techniques in Medicine (Second Edition)", *International Publishing Series in Biotechnology*, pp. 157 - 166, Intel Publishing (2016), pp. 24.
- C. Gómez, "Efectos de la demineralización ósea en el tejido óseo", *Prácticas ortopédicas Capítulos IV* (Sociedad Española de Medicina Interna), pp. 16-22.

XV ENCUENTRO PARTICIPACIÓN DE LA MUJER EN LA CIENCIA 2018



## GENERACIÓN DE MODELOS ESTADÍSTICOS PREDICTIVOS DE LAS PROPIEDADES ANTROPOMÉTRICAS DE ESTRUCTURAS CRANEOFACIALES

M. I. Martínez-Valencia<sup>1</sup>, J. A. Vázquez-López<sup>2</sup>, J. L. Hernández-Arellano<sup>3</sup>, C. Hernández-Navarro<sup>4</sup>

<sup>1</sup> Departamento de Ingeniería Industrial, Tecnológico Nacional de México en Celaya, Celaya, Gto., México  
<sup>2</sup> Laboratorio de Diseño Ergonómico de Producto, Universidad Autónoma de Ciudad Juárez, Ciudad Juárez, Ch., México  
<sup>3</sup> Departamento de Ingeniería Mecánica, Tecnológico Nacional de México en Celaya, Celaya, Gto., México  
<sup>4</sup> carolina.hernandez@tecnelaya.edu.mx





1 Congreso Nacional de Ingeniería Biomédica 2018

PROCESOS DE DEMOSTRACIÓN



El objetivo de este estudio fue el generar modelos estadísticos predictivos de las dimensiones antropométricas de estructura craneofaciales, a partir de imágenes médicas obtenidas por Tomografía Computarizada (TC). Se desarrolló un modelo predictivo utilizando regresión lineal múltiple, el cual, predice la distancia correspondiente a la altura de la cabeza (V-N) en relación con las regresoras G-Op y Eu-Eu, obteniendo un valor de R cuadrado de 0.337.

### Introducción

Existe una clara evidencia de variación entre las dimensiones craneales de diferentes poblaciones [1-3]. Se afirma que las características raciales están mejor definidas en el cráneo [3]. Como resultado, las dimensiones craneales constituyen una de las propiedades más importantes para determinar parámetros antropométricos.

### Metodología

Las imágenes por Tomografía Computarizada (TC) fueron proporcionadas por el hospital Centro Médico Quirúrgico de Celaya en formato DICOM.

Imágenes TC



Análisis Antropométrico



Análisis Estadístico

### Resultados

Fig. 1. Visualización de la alineación entre los puntos antropométricos (a) G-Op de un corte axial, (b) Eu-Eu de un corte coronal, (c) V-N de un corte sagital de una tomografía computarizada intracraneal de celaya.

Tabla 1. estadísticas descriptivas de las estructuras craneofaciales

Dimensiones	N	Mínimo	Máximo	Medio	DE
G-Op	27	149.40	182.70	174.70	2.27
Eu-Eu	27	134.40	122.10	143.00	4.59
V-N	27	79.50	91.50	84.01	3.33

Tabla 4. Resumen del modelo predictivo

R	R cuadrado	R cuadrado ajustado	Error (S <sub>e</sub> ) de la estimación
.607*	.367	.214	3.74768

a. Variables predictoras: (Constante), Eu-Eu, G-Op

La ecuación (1) predice el resultado la altura de la cabeza (V-N) en función de las variables ancho de cabeza (Eu-Eu) y longitud de cráneo (G-Op). El modelo se obtuvo con un valor R cuadrado de 0.337 y una correlación positiva de 0.607.

$$-17.736 + 0.336*(G-Op) + 0.301*(Eu-Eu) = V-N \quad (1)$$

Tabla 5. Anova<sup>a</sup> correspondiente al modelo predictivo

Modelo	Suma de cuadrados	gl	Medio cuadrático	F	Sig.
Regresión	109.746	2	54.873	7.036	.004 <sup>a</sup>
Residual	161.330	24	6.722		
Total	271.077	26			

a. Variables predictoras: (Constante), Eu-Eu, G-Op. b. Variable dependiente: V-N

### Conclusiones

Se observó una correlación positiva entre las dimensiones craneofaciales. Se generó un modelo de regresión lineal múltiple para la predicción de la altura de la cabeza (V-N). Los datos obtenidos en la presente investigación, pueden ser utilizados como referencia estadística. Como mejora y continuación de esta investigación, se recomienda agregar un número mayor de mediciones, las cuales podrán realizarse de manera manual agregando al menos 10 puntos antropométricos craneofaciales.

### Agradecimientos

Carolina Valencia, agradece a CONACYT por la beca de posgrado con número de contrato 271881, proporcionada para realizar la investigación y al Dr. Roberto Alvarado Morales por su apoyo para obtener las imágenes TC y el hospital CMC.

### Referencias

1. ...
2. ...
3. ...

Tabla 1. Puntos antropométricos anatómicos

Nombre	Código	Descripción
Eu-Eu	Eu	El punto más lateral del hueso zugal
G-Op	G	Órbita más elevada del cráneo, se mide desde el centro de la órbita sagital
V-N	Op	Punto más superior del cráneo en el plano medio sagital
Eu-Eu	E	La línea media más prominente entre las orejas
V-N	N	Unión entre las líneas media y frontal en la línea media de la cabeza (antena)

Tabla 2. Medidas antropométricas craneofaciales

Dimensión antropométrica	Puntos Antropométricos
Ancho de cabeza	Eu-Eu
Longitud de cráneo	G-Op
Altura de la cabeza	V-N

Criterios de inclusión: Cráneos de adultos sanos sin fracturas craneofaciales ni deformidades. Sin malformaciones congénitas, asimétricas, y sin la presencia de implantes

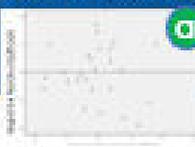



Fig. 2. a) Gráfico de dispersión entre las variables predictoras V-N y el histograma de resultados

## Generación de Modelos Estadísticos Predictivos de las Propiedades Antropométricas de Estructuras Craneofaciales.

M. I. Martínez-Valencia<sup>1</sup>, J. A. Vázquez-López<sup>2</sup>, J. L. Hernández-Arellano<sup>2</sup>, C. Hernández-Navarro<sup>3\*</sup>

<sup>1</sup>Departamento de Ingeniería Industrial, Tecnológico Nacional de México en Celaya, Celaya, Gto., México

<sup>2</sup>Laboratorio de Diseño Ergonómico de Producto, Universidad Autónoma de Ciudad Juárez, Ciudad Juárez, Ch., México

<sup>3</sup>Departamento de Ingeniería Mecánica, Tecnológico Nacional de México en Celaya, Celaya, Gto., México

\* carolina.hernandez@itcelaya.edu.mx

**Resumen**— El objetivo de este estudio fue el generar modelos estadísticos predictivos de las dimensiones antropométricas de estructuras craneofaciales, a partir de imágenes médicas obtenidas por Tomografía Computarizada (TC). El estudio consistió en la medición bidimensional de las distancias entre los puntos antropométricos (Glabella, Vertex, Darios, Nasion y Opisthocranon para conseguir las dimensiones: longitud del cráneo (G-Op), ancho de cabeza (Ea-Ea) y altura de la cabeza (V-N). Para realizar la medición, se utilizó el software IQ-VIEW / Q-List. Se midieron un total de 27 cráneos de adultos con edades entre 45 y 71 años, todos ellos habitantes del estado de Guanajuato, México. Se calcularon los valores de media y desviación estándar. Se desarrolló un modelo predictivo utilizando regresión lineal múltiple, el cual, predice la distancia correspondiente a la altura de la cabeza (V-N) en relación con las regresiones G-Op y Ea-Ea, obteniendo un valor de R cuadrada de 0.368. Se observaron correlaciones positivas entre las tres dimensiones craneofaciales.

**Palabras clave**— ANOVA, Antropometría, Procesamiento de imágenes médicas, Tomografía Computarizada.

### 1. INTRODUCCIÓN

Las lesiones en la cara, la cabeza y el cuello son relativamente comunes. La incidencia y la gravedad de las lesiones craneofaciales varían mucho dependiendo del tipo de lesión y de la gravedad de ésta, por ejemplo, en algunos países, los accidentes de tránsito son la causa más común de fracturas en la cabeza [1]. Por otro lado, los defectos craneofaciales pueden ocurrir por resorción ósea, infección, tumores o por pérdida traumática asociada con agresiones, accidentes de tránsito y deportes. La craneoplastia, o reconstrucción craneal posterior a dichos defectos, utiliza el empleo de implantes óseos para lograr la reparación. Sin embargo, dentro de los principales inconvenientes, se encuentra la complicada geometría que puede presentar el defecto [2].

Los recientes desarrollos en las reconstrucciones craneofaciales han mostrado avances importantes tanto en los materiales como en los métodos utilizados, sin embargo, los métodos convencionales de reconstrucción craneofaciales aún no logran imitar la compleja anatomía 3D y la biología de los tejidos nativos [3]. Por otro lado, el implante promedio no está diseñado para acomodar las variaciones específicas

cada paciente, por lo que el diseño de implantes personalizados representa un desafío reconstructivo importante debido a la dificultad de predecir la geometría faltante. Los modelos biométricos pueden potencialmente resolver este problema al transformar estadísticamente la forma promedio del cráneo y aplicar el modelo para predecir la anatomía faltante para generar implantes personalizados [4].

Existe una clara evidencia de variación entre las dimensiones craneales de diferentes poblaciones como cecenos, caucásicos, indios, entre otros [5-7]. Se afirma que las características raciales están mejor definidas en el cráneo [7]. Como resultado, las dimensiones craneales constituyen una de las propiedades más importantes para determinar parámetros antropométricos. Actualmente no existe un estudio que muestre un modelo estadístico para predecir dimensiones craneofaciales para la población del estado de Guanajuato, México.

El propósito de este estudio es generar modelos estadísticos predictivos de las dimensiones antropométricas de estructuras craneofaciales tridimensionales para el diseño de implantes óseos, basado en un conjunto de datos estadísticos de cráneos adultos tridimensionales de una muestra de adultos sanos del estado de Guanajuato, México.

### II. METODOLOGÍA

#### A. Adquisición de imágenes TC

Las imágenes por Tomografía Computarizada (TC) fueron proporcionadas por el hospital Centro Médico Quirúrgico de Celaya en formato DICOM. Las imágenes debieron cumplir con los siguientes criterios de inclusión: que provinieran de cráneos de adultos sanos sin fracturas faciales ni deformidades. Los criterios de exclusión consideraron el tener fracturas faciales, defectos o deformidades posttraumáticas, malformaciones congénitas o del desarrollo o asimetrías, o la presencia de implantes.

La calidad de la explotación por TC fue, al menos, de HQ helicoidal, de 2.5 × 1.25 mm de colimación, 7.5 mm / rotación, 120 kVp, 200 mA, 1 segundo y el uso de un algoritmo STD / hueso. De un total de 100 cráneos, 27 con edades entre los 45 y 71 años correspondientes a la población del estado de Guanajuato en México, cumplieron los criterios

## **ANÁLISIS DE TEXTURA EN IMÁGENES DE RESONANCIA MAGNÉTICA DE CRÁNEO**

### **ANALYSIS OF TEXTURE IN CRANIAL MAGNETIC RESONANCE IMAGES**

**Mariana Itzel Martínez Valencia**

Tecnológico Nacional de México en Celaya, México  
it3162@gmail.com

**José Antonio Vázquez López**

Tecnológico Nacional de México en Celaya, México  
antonio.vazquez@itcelaya.edu.mx

**Carolina Hernández Navarro**

Tecnológico Nacional de México en Celaya, México  
carolina.hernandez@itcelaya.edu.mx

#### **Resumen**

El Centro Nacional para la Prevención de Accidentes (CENAPRA), ubica el traumatismo craneoencefálico (TCE) como la tercera causa de muerte a nivel mundial, representa un grave problema de salud pública en México y es la causa más común de muerte y discapacidad en la población joven. El objetivo de la investigación es analizar la textura en imágenes de resonancia magnética y su relación con el contenido mineral óseo (CMO) usando regresión lineal simple. El análisis de textura es una herramienta que permite obtener información sobre imágenes médicas. La textura es un atributo representando por el arreglo espacial en niveles de grises de los píxeles de un objeto o región de interés de una imagen, la cual cuantifica algunas características visuales. Por medio de la segmentación de imágenes se realiza la evaluación no destructiva de la calidad ósea.

**Palabras Clave:** Análisis de textura, ANOVA, Contenido Mineral Óseo (CMO), Cráneo, Imágenes de Resonancia Magnética.

#### **Abstract**

*The National Center for the Prevention of Accidents (CENAPRA), places the traumatic brain injury (TBI) as the third cause of death worldwide, represents a*