



CENTRO DE INVESTIGACIONES
EN ÓPTICA, A.C.

POSGRADO INTERINSTITUCIONAL EN CIENCIA Y TECNOLOGÍA

CENTRO DE INVESTIGACIONES EN ÓPTICA, A. C.

**MÁQUINA DE ENSAYOS PARA
PRUEBAS MECÁNICAS EN
MATERIAL COMPUESTO Y
HUESO CORTICAL
COMPARADOS CON
INTERFEROMETRÍA
HOLOGRÁFICA**

TESIS

QUE PARA OBTENER EL GRADO ACADEMICO DE:

**MAESTRO EN CIENCIA Y TECNOLOGÍA CON ESP. EN
INGENIERÍA ÓPTICA Y TECNOLOGÍA DE LÁSERES**

PRESENTA

ING. JESUS JAVIER PADILLA HEREDIA

ASESOR: DR. MANUEL HUMBERTO DE LA TORRE IBARRA

AGUASCALIENTES, AGS,
NOVIEMBRE 2024



CIENCIA Y TECNOLOGIA

Resumen

Este trabajo describe la comparación mecánica de un material compuesto de bajo costo que tiene una respuesta similar a la del hueso cortical. Esto con la finalidad de que pueda ser usado a futuro como alternativa en prótesis de extremidades inferiores. Actualmente, los materiales compuestos surgen como una alternativa de materiales tradicionales en este tipo de dispositivos, sin embargo, su aplicación es costosa y solo para casos particulares o específicos. De los resultados se observa que al menos una combinación de refuerzo y matriz del composite tienen una respuesta mecánica similar al hueso cortical en pruebas de compresión y tensión. Para llevar a cabo las pruebas mecánicas, fue necesario desarrollar una máquina de ensayos universal para tensión y compresión que pudiera ser usada junto a un arreglo óptico de interferometría holográfica, por lo que también se describe la etapa mecánica, electrónica y de control que comprenden el desarrollo de dicha máquina.

Palabras clave: Prueba óptica no invasiva, interferometría, material compuesto, hueso, prueba mecánica, máquina de ensayo

Abstract

This work describes the mechanical comparison of a low-cost composite material that exhibits a response similar to cortical bone. The goal is to potentially use it as an alternative in lower limb prostheses in the future. Currently, composite materials emerge as an alternative to traditional materials for these types of devices; however, their application is costly and limited to specific or specialized cases. The results indicate that at least one combination of reinforcement and composite matrix exhibits mechanical behavior like cortical bone under compression and tension tests. To perform the mechanical tests, it was necessary to develop a universal testing machine for tension and compression, which could be used alongside an optical arrangement based on holographic interferometry. Therefore, the mechanical, electronic, and control stages involved in the development of this machine are also described.

Keywords: Optical nondestructive testing, Interferometry, Composite, Bone, Mechanical test, Testing machine

Dedicado a mi familia, amigos y compañeros. Gracias por hacer esta experiencia de vida, aventura y trabajo posible. Sin ustedes nada de esto sería posible.

Agradecimientos

Gracias al Doctor Claudio Frausto Reyes por darme la oportunidad de estudiar y conocer el CIO. Sin usted, doctor, no estaría aquí.

Gracias al Doctor Manuel Humberto De la Torre Ibarra por aceptarme para estudiar bajo su asesoría. Gracias por siempre escucharme, darme su punto de vista y guiarme en el aprendizaje. Gracias también por su paciencia y el tiempo dedicado. Agradecer también su humor y carisma que hacen ameno el trabajo y estudio. Un verdadero gusto ser su alumno.

Gracias al Maestro Juan Sarabia por su ayuda e infinito apoyo en el desarrollo del presente trabajo, el gran tiempo invertido en la revisión de la tesis así como por formar parte del Jurado. Siempre dispuesto a ayudar con una sonrisa, muchas gracias, Juan.

Gracias al Doctor Claudio Frausto Reyes y al Doctor Martin Ortiz Morales por sus consejos, indicaciones, atención y tiempo invertido al haber formado parte del comité de seguimiento.

Gracias al Doctor Jorge Mauricio Flores Moreno por las clases impartidas durante el posgrado, las prácticas de laboratorio, por el tiempo invertido en la revisión de la tesis y formar parte del jurado.

Gracias a la Doctora Brenda Mireya Guzmán Valdivia por todo su apoyo, comprensión y paciencia, gracias por ser “la hermana mayor” del lab.

Gracias al Ing. José Alejandro Ramírez Sandoval por toda su aportación en el presente trabajo durante sus residencias profesionales, gracias Ale.

Gracias al CONAHCYT por haberme otorgado una beca nacional para poder llevar a cabo el posgrado nivel maestría durante agosto 2022 a agosto 2024.

Gracias a mi mamá y a mi papá por su apoyo incondicional el cual no puedo expresarlo con palabras. Simplemente gracias por estar conmigo. Gracias Anabel y Javier.

Gracias a mis amores, Lluvia y Alex quienes me inspiran, apoyan y alientan a ser un poco mejor cada día con su inmenso amor. Los amo.

Gracias a mi hermanita, mi cuñado y mis sobrinas por siempre hacerme sonreír al verlos.

Gracias a mis amigos quienes siempre me apoyan, me inspiran y me alientan a seguir adelante.

Índice general

1. INTRODUCCION.....	1
1.1 ANTECEDENTES.....	3
1.2 DEFINICIÓN DEL PROBLEMA.....	4
1.3 JUSTIFICACION.....	5
1.4 OBJETIVOS.....	5
1.4.1 OBJETIVO GENERAL.....	5
1.4.2 OBJETIVOS ESPECIFICOS.....	6
1.5 HIPÓTESIS.....	6
2. ESTADO DEL ARTE Y MARCO TEÓRICO.....	7
2.1 ANÁLISIS DEL ESTADO DEL ARTE.....	7
2.2 DESCRIPCIÓN DEL MARCO TEÓRICO.....	8
2.2.1 MATERIALES COMPUESTOS.....	8
2.2.1.1 POLIMEROS.....	9
2.2.1.2 MATERIALES COMPUESTOS CON FIBRAS.....	10
2.2.1.3 MATERIALES COMPUESTOS CON PARTÍCULAS.....	10
2.2.2 HUESO.....	11
2.2.2.1 PROPIEDADES MECÁNICAS DEL HUESO.....	11
2.2.2.2 CARACTERÍSTICAS MECÁNICA DEL HUESO CORTICAL.....	13
2.2.3 CARACTERIZACIÓN DE MATERIALES.....	13
2.2.3.1 PRUEBAS MECÁNICAS.....	14

2.2.3.2	MÁQUINA UNIVERSAL DE PRUEBAS MECÁNICAS.....	15
2.2.3.3	PRUEBAS MECÁNICAS DE COMPRESIÓN Y TENSIÓN.....	16
2.2.3.4	PRUEBAS NO DESTRUCTIVAS.....	17
2.2.4	CONCEPTOS BÁSICOS DE ÓPTICA.....	18
2.2.4.1	INTERFEROMETRÍA ÓPTICA.....	18
2.2.4.2	INTERFEROMETRÍA HOLOGRÁFICA DIGITAL.....	19
2.2.4.3	DHI FUERA DEL PLANO.....	20
2.2.4.4	PORTADORA ESPACIAL.....	21
2.2.4.5	FASE ÓPTICA.....	23
3.	METODOLOGÍA DE INVESTIGACIÓN.....	25
3.1	DESCRIPCIÓN DE LA METODOLOGÍA.....	25
3.2	PROTOTIPO DE MÁQUINA DE ENSAYO.....	26
3.2.1	DISEÑO MECÁNICO.....	26
3.2.1.1	MARCO ESTRUCTURAL.....	27
3.2.1.2	TRANSFERENCIA DE FUERZA.....	28
3.2.1.3	ANÁLISIS DE LA FUERZA Y SELECCIÓN DEL MOTOR.....	29
3.2.2	DISEÑO ELECTRÓNICO.....	32
3.2.2.1	MICROCONTROLADOR, ARDUINO.....	34
3.2.2.2	CELDA DE CARGA.....	34
3.2.2.3	ACONDICIONAMIENTO DE LA SEÑAL.....	35
3.2.3	CONTROL.....	36
3.2.4	PRUEBAS DE VALIDACIÓN.....	37

3.3 PREPARACIÓN DE MUESTRAS.....	40
3.3.1 HUESO CORTICAL.....	40
3.3.2 MATERIAL COMPUESTO.....	42
3.4 ARREGLO EXPERIMENTAL.....	44
3.5 INTEGRACIÓN Y PRUEBAS DE FUNCIONAMIENTO.....	45
4. RESULTADOS.....	47
4.1 COMPRESIÓN.....	48
4.1.1 PUNTO DE FRÁCTURA.....	48
4.1.2 FASE ÓPTICA.....	52
4.1.3 DESPLAZAMIENTO.....	53
4.2 TENSIÓN.....	55
4.2.1 PUNTO DE FRACTURA.....	55
4.2.2 FASE ÓPTICA.....	60
4.2.3 DESPLAZAMIENTO.....	61
5. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES.....	63
5.1 DISCUSIONES.....	63
5.2 CONCLUSIONES.....	64
5.3 RECOMENDACIONES.....	65
6. REFERENCIAS.....	67
APENDICE A.....	71
APENDICE B.....	81
APENDICE C.....	85

Índice de figuras

Figura 1. Esquemático de Composites reforzados por (a) partículas y (b) fibras.....	11
Figura 2. Composición general del hueso.....	11
Figura 3. Corte longitudinal de hueso femoral bovino.....	12
Figura 4. Dirección longitudinal (eje A) y dirección transversal (eje B).....	13
Figura 5. Pruebas mecánicas de (a) tensión y (b) compresión.....	15
Figura 6. Esquemático mecánico básico de una maquina universal.....	16
Figura 7. Diagrama esfuerzo (σ) vs. deformación (ϵ)	17
Figura 8. Retro esparcimiento en una muestra con superficie rugosa.....	19
Figura 9. Diagrama esquemático de un interferómetro DHI fuera del plano.....	20
Figura 10. Transformada de Fourier para una función (a) $f(x)$ y (b) con desplazamiento en la frecuencia.....	22
Figura 11. Procesamiento de hologramas para obtener la fase óptica.....	23
Figura 12. Marco estructural de la máquina de ensayos.....	28
Figura 13. Vista del sistema de poleas utilizado en el prototipo.....	29
Figura 14. Diagrama de cuerpo libre en la aplicación de la fuerza.....	30
Figura 15. Diseño completo de la máquina de ensayos.....	32
Figura 16. Diagrama de bloques del funcionamiento electrónico.....	33
Figura 17. Arduino Mega 2560.....	34
Figura 18. Celda de carga utilizada en la máquina de ensayos.....	35
Figura 19. Modulo amplificador HX711	36
Figura 20. Sensor opto electrónico utilizado, Fc-03.....	36
Figura 21. Diagrama de flujo del funcionamiento de la máquina de ensayo.....	37
Figura 22. Prueba de compresión sin controlar PWM y τ	38
Figura 23. Prueba de compresión controlando el PWM.....	38
Figura 24. Prueba de compresión controlando el valor de PWM y τ	39
Figura 25. Prueba de fractura en compresión para probeta de PMMA utilizando control PID.....	40
Figura 26. Ejemplos de corte longitudinal en hueso bovino, (a) unidos y (b) en tiras...	41

Figura 27. Hueso cortical en (a) tira, (b) probeta de compresión, y (c) probeta de tensión.....	42
Figura 28. Metodología para síntesis de material compuesto.....	42
Figura 29. Materiales usados para la realización de las probetas de composite en curado en frio, (a) PMMA y (b) micropartículas de cobre.....	43
Figura 30. Probetas de composite para (a) tensión y, (b) compresión.....	43
Figura 31. Vista esquemática del arreglo experimental.	44
Figura 32. Gráfica de carga en compresión para probeta de acrílico.....	46
Figura 33. Probeta de acrílico en compresión (a) patrón de franjas, (b) fase envuelta.....	46
Figura 34. Prueba mecánica de compresión en hueso cortical (a)Colocación de la probeta en el centro de las crucetas, (b) inicio de prueba de compresión con láser iluminando, (c) fin de la prueba, probeta llevada a la fractura.	49
Figura 35. Gráfica de carga promedio de compresión de hueso cortical	49
Figura 36. Prueba mecánica de compresión en material compuesto (a)Colocación de la probeta en el centro de las crucetas, (b) inicio de prueba de compresión con láser iluminando, (c) fin de la prueba, probeta llevada a la fractura.	50
Figura 37. Gráfica de carga promedio de compresión en material compuesto (20% Cu, 80%PMMA)....	52
Figura 38. Prueba mecánica de tensión en hueso cortical, (a) colocación de la probeta en las mordazas, (b) inicio de prueba de tensión con láser encendido, (c) fin de la prueba de tensión con la probeta fracturada.....	56
Figura 39. Gráfica de carga promedio para tensión en hueso cortical.....	57
Figura 40. Prueba mecánica de tensión en material compuesto, (a) probeta de tensión sujeta por mordazas previo al inicio de la prueba, (b) fin de la prueba, probeta de tensión fracturada.....	58
Figura 41. Gráfica de carga para prueba de tensión en material compuesto (10% cobre, 90% PMMA)	59

Índice de tablas

Tabla 1. Características del prototipo de máquina de tensión-compresión.....	27
Tabla 2. Parámetros que modifican el valor de torque de T_2	31
Tabla 3. Características del Arduino Mega 2560.....	34
Tabla 4. Características de la celda de carga PUSHTON, PSD-S1-300kg.....	35
Tabla 5. Concentración de cobre (refuerzo) en PMMA (matriz) y su valor de carga en la fractura en probetas de 5x5x30mm.....	51
Tabla 6. Modificación en las dimensiones de las probetas de materia compuesto (20 %Cu, 80%PMMA).....	51
Tabla 7. Fase óptica envuelta de probetas de hueso cortical y material compuesto en pruebas de compresión.....	53
Tabla 8. Mapa de deformación en probetas de hueso cortical y material compuesto en compresión.	54
Tabla 9. Concentración de cobre en PMMA y su fuerza en tensión para llegar a la fractura en probetas de tensión de 3 mm de espesor.....	58
Tabla 10. Modificación en el espesor de las probetas de material compuesto (10%Cu, 90%PMMA)... ..	59
Tabla 11. Fase óptica envuelta de probetas de hueso cortical y material compuesto en pruebas de tensión.	61
Tabla 12. Mapa de deformación en probetas de hueso cortical y material compuesto en pruebas de tensión.....	62

Glosario

CIO	Centro de Investigaciones en Óptica, A.C.
PICYT	Posgrado Interinstitucional en Ciencia y Tecnología
DHI	Interferometría Holográfica Digital por sus siglas en inglés
PMMA	Poli-Metil-Metacrilato
Composite	Material Compuesto en inglés
nm	Nanómetro (1×10^{-9} m)
ASTM	Sociedad Estadounidense para Pruebas y Materiales por sus siglas en inglés
ESPI	Interferometría Electrónica de Patrones de Moteado por sus siglas en inglés
PID	Control Proporcional Integral y Derivativo
PWM	Modulación por Ancho de Pulso por sus siglas en inglés
PC	Computadora Personal por sus siglas en inglés
cm	Centímetro (1×10^{-9} m)
kg	Kilogramo (1×10^3 g)
Acero cromado 1045	Material compuesto por una base de acero al carbono de grado 1045, recubierta con una capa de cromo
N	Newton, unidad de medida de la fuerza en el Sistema Internacional de Unidades
V	Volt o Voltio, unidad de medida del potencial eléctrico en el Sistema Internacional de Unidades
RPM	Revoluciones por minuto, medida que expresa la velocidad angular de un objeto en rotación
AC-DC	Corriente Alterna - Corriente Continua por sus siglas en inglés
Display	Dispositivo para mostrar información de forma visual
UART	Receptor/Transmisor Asíncrono Universal por sus siglas en inglés, protocolo de comunicación en serie

MHz	Mega Hertz, medida utilizada para expresar la frecuencia de una onda
kB	Kilobyte (1×10^3 bytes)
RS232	Protocolo de comunicación para intercambio de datos binarios
Ω	Ohmio, medida de la resistencia eléctrica en Sistema Internacional de Unidades
W	Watts, medida de la potencia de un dispositivo en el Sistema Internacional de Unidades
Sensor digital	Dispositivo detector de luz que se encarga de convertir una señal de luz en señal eléctrica, es un componente electrónico en los dispositivos de captura de imágenes
Cu	Símbolo, y abreviatura del elemento químico Cobre
mW	miliWatt (1×10^{-3} W)
CMOS	Semiconductor Complementario de Óxido Metálico, por sus siglas en inglés. Sensor de imagen que convierte la luz en señales eléctricas
CCD	Dispositivo de Carga Acomplada por sus siglas en inglés, tipo de sensor de imagen utilizado en cámaras digitales
$\Delta\phi$	Diferencia de fase óptica relativa
w	Desplazamiento en el eje z
x,y,z	Ejes de coordenadas tridimensional
sCMOS	Semiconductor Científico de Óxido Metálico Complementarios, por sus siglas en inglés. Es un sensor de imagen que combina la tecnología de sensores CMOS y CCD

1

Introducción

En este trabajo se describe una investigación de óptica aplicada a materiales en la que se busca encontrar un composite de bajo costo que tenga una respuesta mecánica similar al hueso, esto con la finalidad última de poder ser empleado como alternativa en prótesis de extremidades inferiores.

Hoy día, el uso y la necesidad de prótesis se ha incrementado con el aumento de la población mundial, cabe mencionar que existen prótesis tradicionales de materiales metálicos con el inconveniente de un alto costo y peso. Los materiales compuestos surgen como una alternativa de los materiales tradicionales ya que poseen propiedades específicas no encontradas en ellos por separado, lo anterior se obtiene al combinar dos o más materiales para obtener un nuevo material que tenga características mejores y distintas. Es por eso por lo que los materiales compuestos se han empezado a aplicar en prótesis, sin embargo, no se ha logrado una sustitución total de los materiales metálicos en esta área.

En esta investigación, se realizará la comparación mecánica de material compuesto con hueso cortical utilizando una técnica óptica no destructiva, lo anterior para conocer si el composite puede actuar como el hueso y a futuro ser utilizado en una prótesis.

De lo anterior, y debido a que será una técnica óptica no destructiva la que registre las variaciones mecánicas de los objetos sometidos a procesos de tensión y compresión, por lo que es necesario el desarrollar una máquina ad-hoc. Lo mencionado previamente se debe a que las maquinas universales que existen en el mercado son voluminosas y pesadas, lo que imposibilita su uso en ambientes controlados como laboratorios de óptica.

Se partió del conocimiento previo de un primer prototipo en compresión realizado en el laboratorio de metrología óptica del CIO Unidad Aguascalientes, para el desarrollo de una máquina que sumara tensión a las pruebas.

Se inició con el estudio bibliográfico de las máquinas de tensión- compresión, así como la caracterización de materiales. Posteriormente se llevó a cabo el diseño y desarrollo del prototipo bajo la premisa de obtener una máquina que pueda entregar carga de compresión o tensión de manera uniforme, lineal y controlada.

Se llevó a cabo el diseño completo y armado electrónico de esta máquina, así como la propuesta mecánica que la soporta. El sistema de control implementado permitió controlar la máquina junto a una PC que a su vez se encarga de accionar la cámara digital del sistema óptico de inspección. Se desarrollaron los algoritmos que permiten obtener las deformaciones mecánicas en las probetas tanto de compresión como de tensión y empatarlas con las lecturas de la celda de carga para cada instante.

Con el desarrollo de la máquina y el uso de la técnica de Interferometría Holográfica Digital (DHI) se logró comparar la respuesta mecánica de hueso cortical y material compuesto, por lo que a partir de dichas pruebas se logró obtener la relación de matriz y refuerzo del composite que presenta una respuesta mecánica similar al hueso en pruebas de tensión y compresión.

Además, el desarrollo de la maquina universal permite monitorear las pruebas mecánicas de tensión y compresión, y abre la posibilidad de estudiar una amplia gama de materiales en el área industrial de alimentos, construcción, manufactura, entre otros.

Este informe se organiza de la siguiente manera: En el capítulo 1 se describen las bases generales del proyecto como lo son antecedentes, definición del problema, justificación, objetivos e hipótesis. En el capítulo 2 se abordan los conceptos teóricos básicos de los materiales compuestos, hueso, pruebas mecánicas y ópticas no

destructivas. Mientras que en el capítulo 3 se describe el diseño y desarrollo de la máquina universal de ensayos y su control, también se muestra cómo se prepararon las probetas de hueso, así como el arreglo experimental utilizado y pruebas preliminares. Después, en el capítulo 4, se presentan los resultados de la comparación mecánica entre el hueso cortical y el material compuesto en pruebas de tensión y compresión utilizando DHI. Por último, en el capítulo 5 se presentan las discusiones y conclusiones de este trabajo de tesis, así como recomendaciones para próximos trabajos en esta línea de investigación. Finalmente, en el capítulo 6 se presenta la bibliografía utilizada como base del presente trabajo y en el apartado de apéndices se anexan planos detallados sobre la máquina de ensayos, su funcionamiento y códigos.

1.1 Antecedentes

Actualmente existen un gran número de materiales y métodos que permiten hacer prótesis de acuerdo con los requerimientos específicos para cada necesidad. Los composites de materiales orgánicos-inorgánicos son los que están siendo desarrollados en mayor medida, siendo necesarios métodos que permitan controlar parámetros de construcción, así como pruebas para determinar sus propiedades mecánicas como lo son las pruebas ópticas no destructivas (Hernández, 2012; Briones, 2017).

Un ejemplo de los materiales usados, son los materiales compuestos de fosfatos de calcio que pueden ser empleados como prótesis óseas con limitaciones que radican en su baja resistencia mecánica restringiendo su uso a lugares de bajo esfuerzo mecánico. Sin embargo, la inclusión de aditivos poliméricos como la acrilamida y el poliacrilato de amonio puede reforzar el sistema incrementando sus propiedades mecánicas (Loreley, 2014).

Con respecto a los antecedentes en el laboratorio de metrología óptica del CIO, en 2017 se realizaron estudios en materiales compuestos usando técnicas ópticas no destructivas, desarrollando un sistema capaz de analizar muestras de materiales compuestos de bajo costo. Logrando además analizar la estructura interna y el comportamiento de los desplazamientos debidos a la mezcla de materiales, así como su homogeneidad. Dicho estudio demostró que es posible desarrollar sistemas que atiendan objetivos específicos con bajo presupuesto. Las ventajas que presenta este tipo de estudios en el área de materiales compuestos, es que su resolución es de orden micrométrico y permite determinar qué tan eficientes son los métodos para la fabricación de materiales compuestos. Y lo más importante, permite determinar cómo se comporta la estructura interna frente a los esfuerzos y deformaciones a los que estará

sometido el material (Briones, 2017), tal como se pretende realizar en el presente trabajo.

Por otra parte, también se analizó el comportamiento mecánico durante la formación y fractura de probetas de Poli-Metil-Metacrilato (PMMA) reforzadas con micropartículas de cobre por medio de DHI en alta velocidad. Esto fue durante un ensayo de compresión controlado realizado con la máquina universal de ensayos desarrollada en dicho trabajo. De los resultados obtenidos se destaca que fue posible obtener la información del comportamiento mecánico de un material compuesto para detectar la generación y propagación de grietas. Se destaca que el análisis de los resultados ópticos no destructivos permite predecir el comportamiento mecánico en compresión que va a tener el material compuesto al variar dicha carga, lo que permite estimar su composición relativa a un conjunto de probetas. Por último, como trabajo a futuro se menciona que es posible realizar otro tipo de prueba, por ejemplo, de tensión, a otros materiales compuestos para ampliar el estudio de nuevos materiales de ingeniería a fin de caracterizar su comportamiento mecánico (González, 2017). Esto último, es parte de lo que se persigue en el presente trabajo al realizar pruebas mecánicas de tensión en materiales compuestos y compararlos con muestras biológicas de hueso.

1.2 Definición del problema

Partiendo del hecho de que, desde el punto de vista macroscópico, el tejido óseo se puede clasificar principalmente en trabecular y cortical, siendo este último el responsable de proporcionar la mayoría de la resistencia y la fuerza en los huesos del cuerpo humano dándole así soporte y protección al hueso. Mecánicamente hablando el tejido óseo se encuentra expuesto a cargas complejas que pueden generar deformaciones elásticas e inelásticas, las cuales pueden derivar en deformaciones, y en casos más severos, en fracturas.

Es aquí donde la simulación de dichas cargas mediante un dispositivo que permita evaluar materiales bajo condiciones controladas de tensión y compresión se vuelve útil para evaluar materiales compuestos desarrollados para su uso en prótesis de extremidades inferiores.

La simulación previamente mencionada requiere de condiciones controladas para una correcta evaluación de materiales. En este punto es donde el desarrollo de una máquina universal de ensayo que permita modificar dichas condiciones encuentra su

razón de ser para el presente proyecto de tesis, en donde la evaluación del desempeño de dicha máquina permita, entre otras cosas, determinar la razón de matriz y refuerzo del composite cuyo comportamiento sea mecánicamente similar a un hueso cortical bajo condiciones de tensión y compresión. Dicho comportamiento es evaluado utilizando la técnica DHI con una configuración sensible al plano normal de la superficie de los elementos a prueba, que en este caso son probetas.

La evaluación se lleva a cabo mediante un número finito de materiales compuestos, lo cual es el inicio de la identificación de materiales compuestos que pueden ser útiles para el desarrollo en un futuro de prótesis de extremidades inferiores.

1.3 Justificación

La siguiente tesis está enfocada en el desarrollo de un dispositivo que permita aplicar condiciones de tensión y compresión sobre materiales compuestos, con el fin de obtener una respuesta mecánica comparable al tejido óseo del tipo cortical, para lo cual se dirige la investigación a la interpretación y análisis de la respuesta mecánica tanto de hueso cortical como a la de diferentes materiales compuestos en pruebas mecánicas de tensión y compresión.

La razón para realizar esta investigación es debido a que al fabricar una prótesis, por ejemplo de extremidades inferiores, se busca que el material tenga propiedades mecánicas como elasticidad, resistencia a la compresión, resistencia a la tensión y flexibilidad para que la persona que la esté usando pueda llevar a cabo actividades comunes.

1.4 Objetivos

1.4.1 Objetivo general

Comparar la respuesta mecánica de un material compuesto con la de hueso cortical en pruebas mecánicas de tensión y compresión.

1.4.2 Objetivo específico

- Diseñar un sistema óptico de interferometría holográfica digital con sensibilidad fuera del plano para la comparación de mediciones mecánicas entre materiales compuestos y hueso cortical.
- Diseñar y desarrollar un sistema mecatrónico de micro tensión y compresión controlada para probetas de material compuesto y de hueso cortical.
- Determinar el material compuesto con mayor similitud mecánica en tensión y compresión a un hueso cortical bovino por medio de una técnica óptica no destructiva.
- Preparar y maquinar probetas de hueso cortical y material compuesto para el estudio de comparación.

1.5 Hipótesis

El desarrollo de un sistema mecatrónico que permite realizar ensayos de compresión y tensión con condiciones controladas ayudará a analizar la respuesta de materiales compuestos en condiciones de tensión y compresión, con lo que se espera que al menos una combinación de refuerzo/matriz de dichas materiales pueda emular la respuesta mecánica que tiene el hueso cortical en condiciones de tensión y compresión.

2

Estado del Arte y Marco Teórico

2.1 Análisis del estado del arte

Un material compuesto se forma por la combinación de dos o más materiales, logrando mejorar sus propiedades físicas, mecánicas, eléctricas, etc. Existen materiales compuestos orgánicos e inorgánicos. En este trabajo se estudia la respuesta mecánica del hueso que es un material compuesto orgánico para realizar la comparación con la respuesta mecánica de un material compuesto inorgánico formado por PMMA y Cobre.

Para llevar a cabo la comparación del hueso con el material compuesto de PMMA y Cobre se propone el uso de una técnica óptica no destructiva que nos permita monitorear las pruebas de tensión y compresión con la finalidad de determinar la deformación superficial de ambos materiales en las pruebas mencionadas previamente.

De manera convencional, las pruebas de tensión y compresión se realizan en aparatos denominados máquinas universales. Las máquinas universales disponibles en el mercado ejercen tensión y compresión de manera rápida y sin control, llegando a finalizar las pruebas mecánicas en cuestión de segundos, lo cual impide monitorear dichas pruebas usando técnicas ópticas.

Para solucionar el problema de no poder monitorear las pruebas que lleva a cabo una maquina universal convencional. En el laboratorio de Metrología Óptica del CIO

Aguascalientes, (Uribe, 2017) desarrolló una maquina universal capaz de llevar a cabo pruebas de compresión controladas y pausadas que pueden ser monitoreadas por la técnica óptica de holografía digital.

En el mismo laboratorio de Metrología Óptica del CIO, (González, 2017) analizó el comportamiento mecánico en compresión del material compuesto por PMMA y micropartículas de cobre utilizando interferometría holográfica. Además (Tavera, 2019) realizó un estudio superficial de parámetros mecánicos en hueso cortical.

Para el presente trabajo cuyo objetivo es comparar la respuesta mecánica de un material compuesto con la de hueso cortical en pruebas mecánicas de tensión y compresión utilizando interferometría holográfica. Se toman como punto de partida los estudios que se han realizado en el laboratorio de Metrología Óptica sobre materiales compuestos (orgánicos e inorgánicos), pruebas ópticas no destructivas y pruebas mecánicas en compresión utilizando interferometría holográfica digital.

2.2 Descripción del marco teórico

2.2.1 Materiales compuestos

Un material compuesto, está formado por la combinación de dos o más materiales de diferente composición química y que son insolubles entre sí. Estos materiales logran unirse a escala micrométrica formando estructuras que presentan el comportamiento de un material homogéneo e isotrópico.

Existen materiales compuestos sintéticos y naturales. Dentro de los sintéticos se encuentran matrices como el polipropileno, PMMA, cloruro de polivinilo, poliéster, entre otros. En el caso de los materiales compuestos naturales se encuentra como ejemplo el hueso que es un material compuesto formado por colágeno e hidroxapatita cuya fórmula química es: $\text{Ca}_5(\text{PO}_4)_3(\text{OH})$ (Flores, 2019).

La evolución y desarrollo de los materiales compuestos ha permitido diseñar y construir materiales compuestos con propiedades superiores con respecto a materiales únicos y que permiten seleccionar cualidades de acuerdo con la aplicación requerida.

La principal razón del uso de materiales compuestos radica en la posibilidad de combinar las propiedades específicas de dos o más materiales para obtener características optimizadas en aspectos como resistencia mecánica, propiedades térmicas, eléctricas o fisicoquímicas, según las necesidades del diseño (Giesfielt. et al., 2003).

2.2.1.1 Polímeros

Los polímeros son estructuras moleculares que se forman por la reacción entre una o más moléculas de monómeros. A dicha reacción se le denomina polimerización, la cual puede tener lugar de dos formas distintas. La primera forma es la polimerización por adición, en donde se lleva a cabo una rápida reacción en cadena de los monómeros. La segunda consiste en el crecimiento por etapas del monómero (también denominada polimerización por condensación), siendo un proceso mucho más lento que el de adición (Shackelfold, 2016).

El indicar que un material es *termoestable*, se refiere a que los polímeros adquieren plasticidad al empezar a calentarse durante su proceso de formación y que puede ser moldeado. Sin embargo, una vez completada la polimerización no puede volver a ser plástico de nuevo. En cambio, un material *termoplástico* adquiere plasticidad al calentarse y recupera su rigidez al enfriarse

Dentro de los materiales termoplásticos se encuentra el PMMA, el cual se obtiene por la polimerización de adición del monómero de metil-metacrilato. PMMA es un plástico duro, resistente y transparente. Se funde durante la reacción exotérmica y posteriormente se enfría y se solidifica, por lo que sus cadenas moleculares se encuentran mayormente enrolladas entre sí, haciéndolo un material resistente. Lo anterior lo hace un material ampliamente utilizado como matriz para desarrollar materiales compuestos (Ali, Karim, & Buang, 2015).

La demanda de materiales con determinadas propiedades, que difícilmente se encuentran en materiales puramente cerámicos, metálicos o poliméricos, ha aumentado el desarrollo de la ingeniería de materiales. Al combinar dos o más materiales se pueden obtener las propiedades deseadas logrando así soluciones a diferentes escenarios.

En el material compuesto el material que se encuentra en mayor proporción actúa como la matriz mientras que el otro material actúa como refuerzo. De acuerdo con el tipo de matriz y refuerzo se pueden clasificar los materiales compuestos en materiales compuestos con fibras y materiales compuestos con partículas (Ralls, 1977).

2.2.1.2 Materiales compuestos con fibras

Este tipo de composite es uno de los más comunes debido a las propiedades mecánicas que aportan, en donde las fibras que los refuerzan les confieren una alta resistencia mecánica. Cabe mencionar que las propiedades mecánicas resultantes dependen del acomodo espacial que tengan las fibras. Estos materiales compuestos presentan como matriz resinas termoestables y como refuerzo estructural pueden contener fibra de carbono, fibra de vidrio, fibras metálicas, fibras naturales como cáñamo, lino, sisal, entre otras (Martin, Mouret & Davies, 2013).

2.2.1.3 Materiales compuestos con partículas

Este tipo de materiales compuestos presenta una resistencia mecánica que varía de acuerdo con la distribución de las partículas que lo refuerzan, como se puede observar en la figura 1. Si las partículas se encuentran distribuidas de manera uniforme, el material compuesto tendrá propiedades isotrópicas. Durante pruebas mecánicas, la matriz del composite transfiere el esfuerzo aplicado sobre el material hacia las partículas. Por lo tanto, el comportamiento mecánico depende de la fuerza de cohesión entre la matriz y dichas partículas (Moral & Noriega, 2007).

De manera general, los materiales compuestos forman estructuras con mayor resistencia y menor peso que los materiales que lo componen por separado. Por este motivo se utilizan los materiales compuestos en varias áreas de ingeniería médica, naval, civil, industrial, etc. (González, 2017).

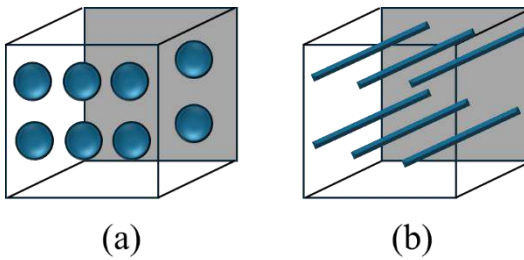


Figura 1. Esquemático de Composites reforzados por (a) partículas y (b) fibras.

2.2.2 Hueso

El hueso es un material compuesto natural que consta de partículas de hidroxiapatita (fase inorgánica) en forma de placas incrustadas dentro de una matriz proteica de colágeno (fase orgánica), junto con algunas proteínas, células y agua. La figura 2 muestra un desglose general de la composición de este material.

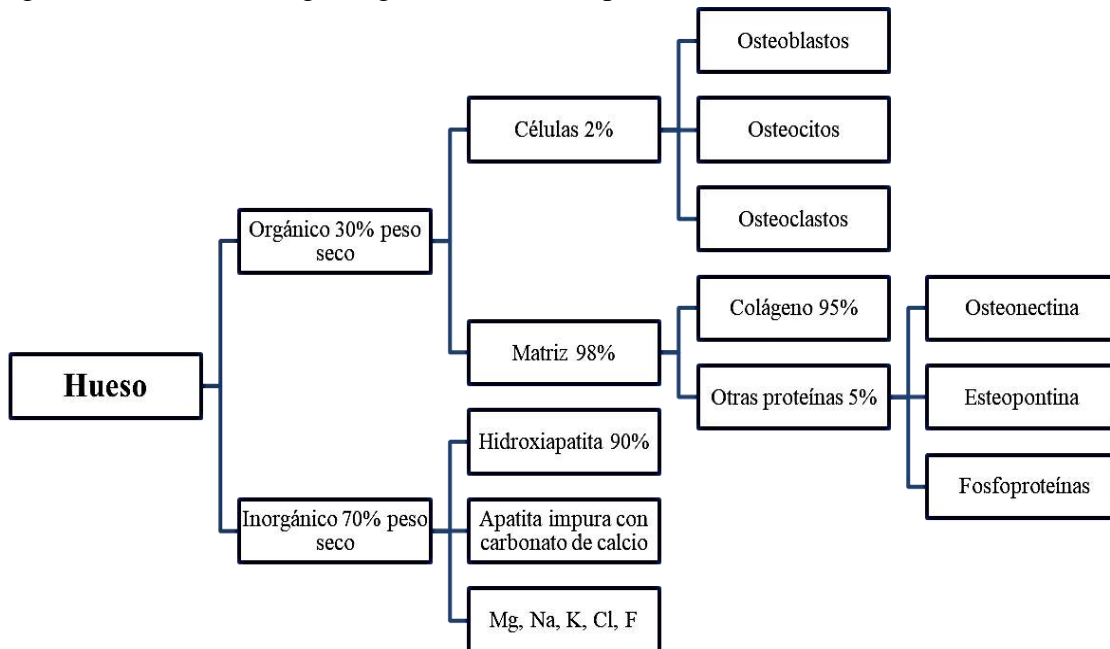


Figura 2. Composición general del hueso.

El colágeno es una proteína fibrosa que tiene una estructura de triple hélice, la cual proporciona una matriz orgánica en la que se depositan los minerales. La función del colágeno es de proporcionar flexibilidad para resistir fuerzas de tracción evitando que el hueso sea quebradizo. Mientras que la hidroxiapatita es un mineral compuesto principalmente por fosfato de calcio, el cual le brinda rigidez y capacidad de resistir

fuerzas de compresión para soportar, por ejemplo, el peso del cuerpo, así como cargas mecánicas. Además, el hueso contiene otros componentes traza como los carbonatos, citratos, sodio, magnesio, entre otros y que cumplen funciones metabólicas (Dunlop & Fratzl, 2010; Shoulders & Raines, 2009).

2.2.2.1 Propiedades mecánicas del hueso

Desde un punto de vista macroscópico, el hueso puede ser dividido en dos: el hueso cortical (compacto) y el hueso esponjoso (trabecular) como se ve en la figura 3.

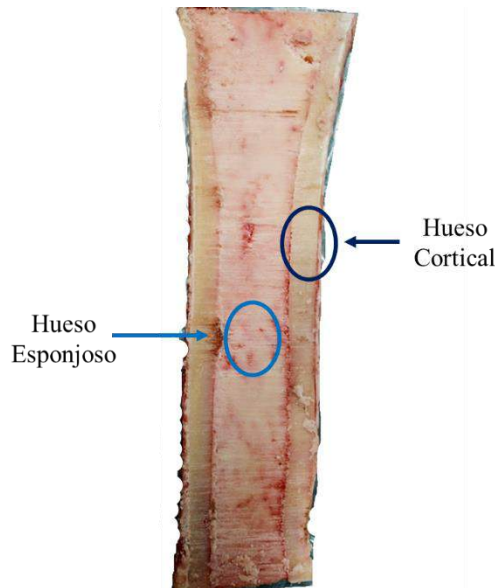


Figura 3. Corte longitudinal de hueso femoral bovino.

El hueso cortical cubre la superficie exterior de la mayoría de los huesos y es encontrado en los ejes de los huesos largos. Debido a su baja porosidad, este tipo de hueso es más fuerte y duro que el hueso esponjoso. La microarquitectura del hueso cortical es muy compleja y juega un rol importante en sus propiedades mecánicas.

Por otra parte, el hueso esponjoso presenta mayor porosidad y está constituido por un entramado de una red porosa de celdas tridimensionales denominadas trabéculas. Los poros de dichas trabéculas están llenos de médula ósea. Debido a su alta porosidad el hueso esponjoso es más débil y ligero que el hueso cortical (Ethier & Simmons, 2007). La estructura no homogénea, trabeculación ósea e interposición de fluidos, le proporcionan anisotropía y viscoelasticidad al hueso.

2.2.2.2 Características mecánicas del hueso cortical

El hueso cortical se puede describir como un material compuesto constituido por hidroxiapatita (fosfato de calcio cristalino) que le confiere rigidez y por colágeno (proteína estructural) que le otorga elasticidad y plasticidad al hueso.

El hueso es un material anisotrópico por lo que el comportamiento del hueso cambiará según la dirección de la carga aplicada. De manera general, el tejido óseo puede soportar mayor cantidad de carga cuando se aplica en dirección longitudinal, ya que su función es recibir las cargas fisiológicas en esta dirección (Sánchez, 2014), como se observa en la figura 4.

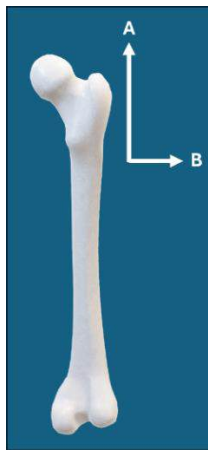


Figura 4. Dirección longitudinal (eje A) y dirección transversal (eje B).

El hueso también es un material viscoelástico, lo que indica que responde de manera diferente dependiendo de la velocidad a la que sea aplicada la carga. En velocidades muy rápidas de aplicación de la carga, el hueso puede conducir menor cantidad de carga antes de la fractura. Por lo que cuando el hueso recibe la carga lentamente el hueso puede deformarse y absorber la mayor cantidad de carga antes de la fractura (Fung, 1993).

2.2.3 Caracterización de materiales

Para llevar a cabo esta tarea, se realizan experimentos o pruebas de laboratorio para determinar parámetros como son rigidez, resistencia al desgaste, conductividad térmica y eléctrica, acidez, resistencia a la corrosión, resistencia al impacto, entre otros.

En primera instancia se pueden clasificar las pruebas en materiales de acuerdo con la naturaleza de la prueba de la siguiente manera: químicos, físicos, mecánicos, entre otros. Cada tipo de ensayo brindará información diferente del material que se esté caracterizando.

Las pruebas químicas brindan información sobre el comportamiento del material al interactuar con líquidos o gases, así como determinar propiedades de acidez, alcalinidad y resistencia a la corrosión. Mientras que las pruebas físicas determinan propiedades como forma, densidad, porosidad, contenido de agua, entre otros. Por último, las pruebas mecánicas evalúan el comportamiento de los materiales al ser sometidos a fuerzas externas, en donde se determinan propiedades como resistencia, rigidez, elasticidad, dureza, entre otras (Núñez, 2011).

Por otra parte, los ensayos también se pueden clasificar de acuerdo con la utilidad de la pieza después de la prueba, teniendo así ensayos destructivos y no destructivos. En las pruebas destructivas los materiales que se caracterizan se someten a fuerzas que ocasionan el daño irreparable de éstos, mientras que los ensayos no destructivos no dañan la muestra de forma permanente.

2.2.3.1 Pruebas mecánicas

El área en que se pueda aplicar un material compuesto dependerá en gran medida de las propiedades mecánicas requeridas en dicha aplicación, tales como resistencia, dureza, ductilidad, tensión de ruptura, límite elástico, etc. Para determinar lo anterior, es necesario llevar a cabo ensayos mecánicos, y a continuación se listan los más comunes (Uribe, 2017).

- Prueba de tensión: Ensayo que consiste en someter una muestra a una fuerza creciente de tracción, ocasionando que la muestra se alargue hasta que se deforme y llegue a la ruptura como se ejemplifica en la figura 5a. Es un ensayo utilizado en metales, plásticos, materiales compuestos, y materiales biológicos. La norma ASTM D638 describe la metodología para determinar las propiedades mecánicas en tensión para materiales plásticos con refuerzo,
- Prueba de compresión: Ensayo que consiste en aplicar una fuerza capaz de comprimir una muestra hasta que ocurra la ruptura de esta como se puede ver en la figura 5b. Es utilizado en metales, plásticos, así como materiales compuestos y

biológicos. La norma ASTM D695 describe la metodología para determinar propiedades mecánicas en compresión para materiales plásticos con refuerzo.

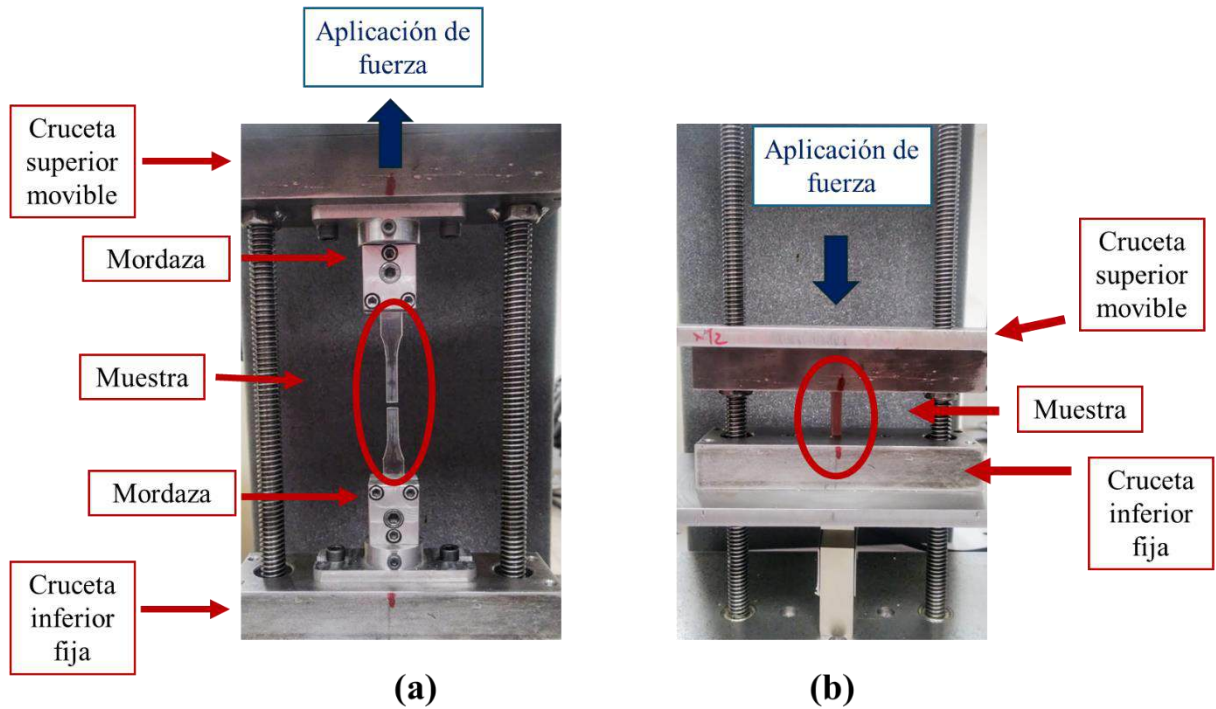


Figura 5. Pruebas mecánicas de (a) tensión y (b) compresión.

2.2.3.2 Máquina universal de pruebas mecánicas

Un equipo fundamental para la caracterización de materiales es la máquina universal que es considerada como el estándar dentro de la industria de la transformación. Este tipo de dispositivo se caracteriza por tener una cruceta móvil que se desplaza de manera vertical hacia arriba o abajo aplicando así una fuerza controlada de tensión o compresión sobre la muestra a evaluar. Dicha fuerza es registrada mediante una celda de carga (Approach et al., 1999).

En general, el desplazamiento de la cruceta móvil se da por la rotación de dos husillos accionados por un motor, como se ejemplifica en la figura 6.

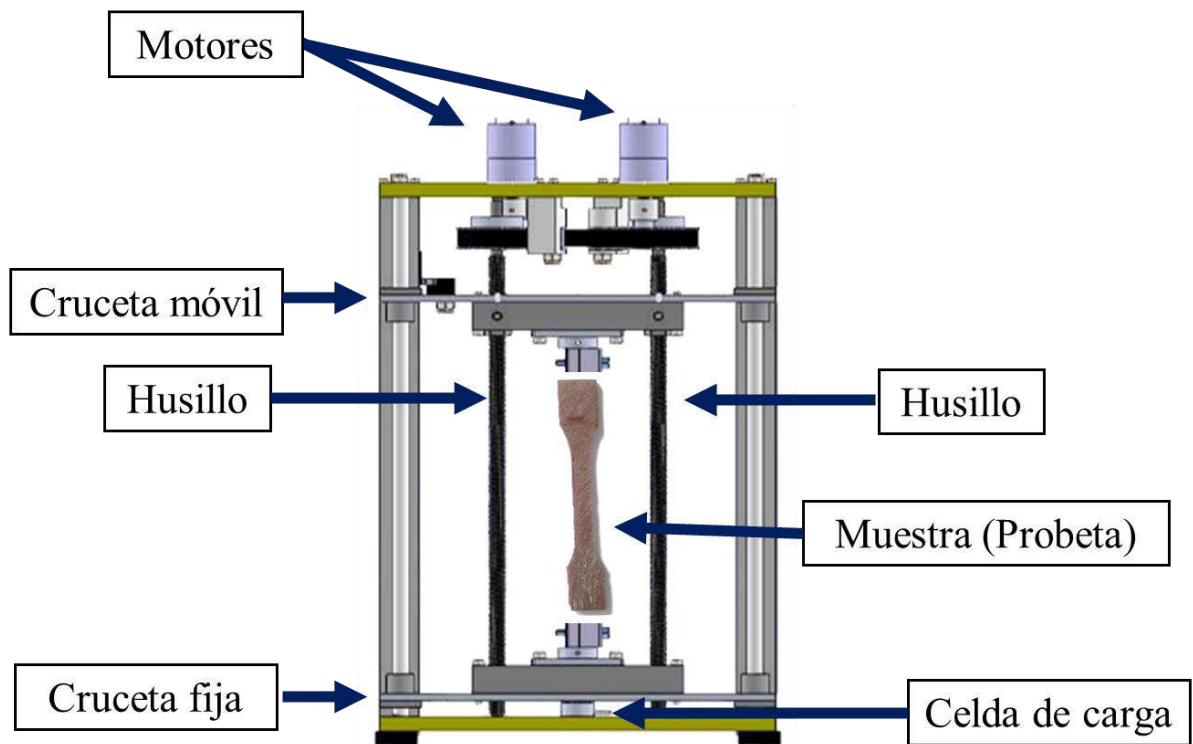


Figura 6. Esquemático mecánico básico de una maquina universal.

2.2.3.3 Pruebas mecánicas de compresión y tensión

El comportamiento mecánico de un material esta principalmente determinado por la relación entre el esfuerzo y la deformación. La alteración de la forma o dimensiones de una muestra, resultado de la tensión aplicada sobre la misma, se le denomina deformación. Mientras que, al aplicar una compresión en el material, esta se denomina contracción.

Si una fuerza es estática o cambia de forma relativamente lenta con el tiempo, y es aplicada uniformemente sobre una sección del material, el comportamiento mecánico del material puede ser estimado mediante un ensayo de esfuerzo-deformación. Utilizando una maquina universal se puede obtener el diagrama de esfuerzo-deformación unitario.

Dependiendo de las características de la maquina universal, este diagrama se puede obtener en uno o dos pasos. Cuando la maquina solo registra la fuerza aplicada, se calcula el esfuerzo (σ), que es la fuerza (F) actuando por unidad de área (A), es decir,

$$\sigma = \frac{F}{A} \quad (1)$$

Usando el módulo de elasticidad del material y la ley de Hooke, se calcula la deformación (ϵ). En la figura 8 se observa la curva esfuerzo-deformación donde el eje x corresponde a la deformación unitaria y el eje y al esfuerzo unitario (González, 2017).

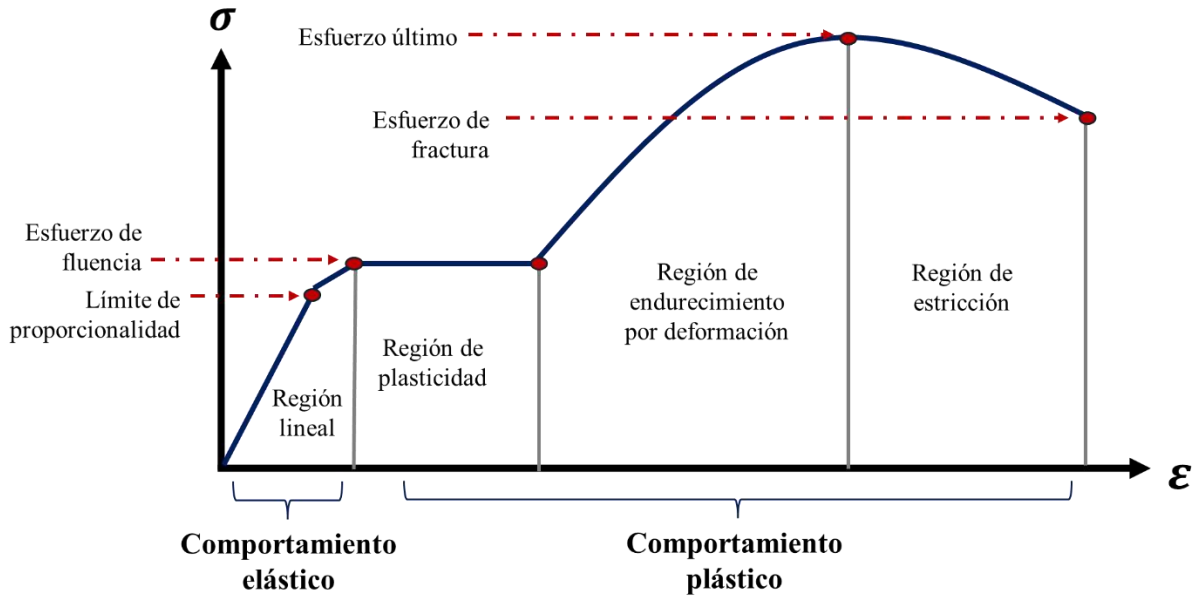


Figura 7. Diagrama esfuerzo (σ) vs. deformación (ϵ).

De la forma y características que tome esta gráfica para un material específico se pueden determinar varios parámetros de este o el tipo de comportamiento mecánico que posee. Por ejemplo, si en la figura 7 la pendiente de la gráfica en la región lineal es baja y la región de plasticidad es prolongada se puede hablar de un material suave como una goma elástica. Mientras que si la pendiente en la región lineal es alta con una región de plasticidad prolongada antes de romperse se puede mencionar que es un material rígido y dúctil como el acero estructural.

2.2.3.4 Pruebas no destructivas

Dentro de este espectro de pruebas, encontramos pruebas ópticas no destructivas basadas en moteado por láser, como la interferometría holográfica digital (DHI) e interferometría electrónica de patrones de moteado (ESPI). Estas permiten obtener información sobre la deformación superficial del objeto sin dañarlo. DHI y ESPI caracterizan desplazamientos, deformaciones, vibraciones, esfuerzos y fracturas de forma indirecta. Dentro de las ventajas más sobresalientes de dichas técnicas es que los resultados obtenidos dan información sobre toda la superficie del objeto (campo completo), y no solo en puntos aislados (Mendoza, 2003). También se caracterizan por ser técnicas no invasivas y remotas.

Estas técnicas se basan en la interacción de la luz con las propiedades de los materiales, por lo que es necesario revisar algunos conceptos fundamentales de óptica, lo cual incluye el estudio de la luz como frentes de onda como se detalla a continuación.

2.2.4 Conceptos básicos de Óptica

2.2.4.1 Interferometría óptica

La interferometría óptica utiliza la interferencia de dos ondas electromagnéticas que han sufrido previamente absorción, difracción, transmisión, refracción o reflexión. El principio de la interferometría se basa en la superposición de dos ondas electromagnéticas que son emitidas por una misma fuente, y en donde una ilumina el objeto bajo estudio y la otra se utiliza como haz de referencia. Esta superposición de ondas genera patrones de interferencia los cuales se pueden describir con la siguiente ecuación (Jones & Wykes, 1983).

$$I = I_o + I_r + 2\sqrt{I_o I_r} \cos(\varphi_o + \varphi_r) \quad (2)$$

De la ecuación (2), el término de I se refiere a la intensidad resultante, lo cual es la suma de los haces individuales ($I_o + I_r$) más el término de interferencia $2\sqrt{I_o I_r} \cos(\varphi_o + \varphi_r)$ en donde φ es la fase y el subíndice o indica que es el frente de onda del haz objeto, mientras que el subíndice r señala que corresponde al frente de onda del haz referencia. De acuerdo con el valor de la fase, se obtendrá un mínimo o máximo en el patrón de franjas que tienen un perfil de tipo cosenoidal.

La ecuación (2) se puede reescribir en la ecuación (5) tomando en cuenta las siguientes sustituciones:

$$a = I_o + I_r \quad (3)$$

$$b = 2\sqrt{I_o I_r} \quad (4)$$

Dando lugar a:

$$I = a + b * \cos(\varphi_o + \varphi_r) \quad (5)$$

En dónde a se denomina iluminación de fondo y b como factor de modulación de franjas y el cual depende del contraste de las franjas.

Al iluminar una muestra con una longitud de onda determinada, tomando en cuenta su rugosidad superficial, el frente de onda incidente forma micro interferencia debido al retro esparcimiento producido por el objeto (Tavera, 2019). Observar figura 8.

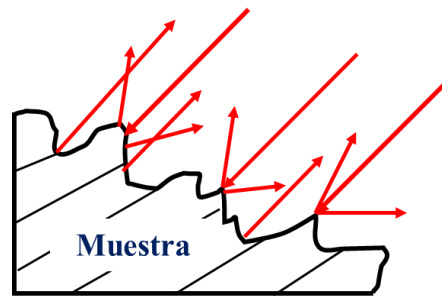


Figura 8. Retro esparcimiento en una muestra con superficie rugosa.

El esparcimiento resultante tendrá amplitud y fase, en donde la amplitud está relacionada con la intensidad de cada punto sobre el objeto y la fase se relaciona con la forma de este.

Cuando las irregularidades de la superficie son mayores a la longitud de onda de la iluminación utilizada, entonces es posible medirlas, ya que la diferencia de la trayectoria óptica entre los dos haces de luz producirá cambios en la intensidad del patrón de interferencia (Beléndez, 2009).

2.2.4.2 Interferometría Holográfica Digital

La interferometría Holográfica Digital, brinda la posibilidad de analizar las muestras de manera remota, en tiempo real y en campo completo. Posee una alta sensibilidad capaz de registrar deformaciones del orden de decenas de nanómetros y rápidas con el uso de una cámara rápida. Graba el patrón de interferencia a través de un holograma de imagen que tiene la superposición de los frentes de onda del objeto y de la referencia. Al procesar los hologramas es posible recuperar la información de amplitud y fase. DHI es una técnica de doble exposición que necesita adquirir un par de hologramas de imagen mediante el uso de una cámara digital (CCD, CMOS o sCMOS). El primer holograma corresponde a un estado inicial en cualquier momento del tiempo con el objeto en reposo, mientras que el segundo holograma es en un estado deformado de la muestra. Estos dos estados son entonces comparados interferométricamente.

A diferencia de otras técnicas ópticas, DHI utiliza una portadora de frecuencia espacial para obtener la fase óptica evitando el uso de partes móviles dentro del sistema óptico. Una vez registrados los dos hologramas, se determina la diferencia de fase por medio de la transformada de Fourier permitiendo observar la fase envuelta en tiempo real y de forma sencilla (González, 2017).

2.2.4.3 DHI fuera del plano

Un interferómetro fuera del plano tiene su máxima sensibilidad a desplazamientos que se produzcan en el eje óptico o de observación, es decir, perpendiculares a la superficie del objeto (González, 2017). La configuración básica de un sistema DHI fuera del plano se presenta en la figura 9 en donde el eje de observación es el eje z .

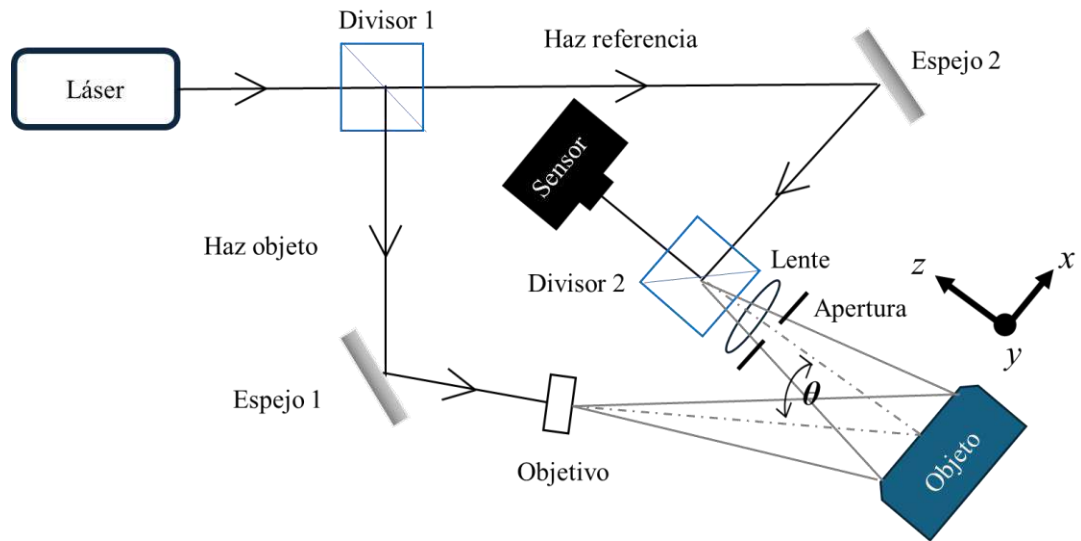


Figura 9. Diagrama esquemático de un interferómetro DHI fuera del plano.

De la figura 9, se utiliza un haz láser que es dividido por un divisor de haz (Divisor 1) en dos haces: referencia y objeto. El haz objeto se dirige hacia el espejo (Espejo 1), que al pasar por un objetivo de microscopio (Objetivo) se expande en la superficie de la muestra a un ángulo (θ), la luz esparcida por la muestra pasa por una lente con apertura y llega al cubo combinador (Divisor 2). Por su parte, el haz de referencia se dirige al espejo (Espejo 2) que lo refleja al Divisor 2 y en donde se unen ambos haces y son dirigidos al Sensor.

La interferencia de los haces objeto y referencia cuando son correlacionados con un segundo holograma de imagen pueden recuperar el desplazamiento del objeto. Esta comparación da como resultado franjas de interferencia las cuales se pueden analizar posteriormente. Las franjas de interferencia se manifiestan como líneas de ancho definido, que varían en intensidad desde un máximo (brillante) hasta un mínimo

(oscuro). Y por medio de un algoritmo de Fourier se puede obtener la fase óptica envuelta que permite obtener los mapas de desplazamiento (Mendoza, 2003).

El desplazamiento (w) que experimenta la superficie del objeto se relaciona con el cambio de fase ($\Delta\varphi$), la longitud de onda de la fuente de iluminación (λ) y las características de iluminación del arreglo (De La Torre. et al., 2016). La ecuación (6) relaciona el desplazamiento con la diferencia de fase óptica.

$$w = \frac{\lambda}{2\pi(1+\cos\theta)} * \Delta\varphi \quad (6)$$

2.2.4.4 Portadora espacial

El arreglo óptico presentado en la figura 9 es útil para técnicas de interferometría de patrones de moteado (ESPI) así como en DHI. La diferencia entre ESPI y DHI radica en el método para obtener la fase óptica. En ESPI se utiliza un piezoeléctrico para obtener por lo menos tres desplazamientos de fase, mientras que en DHI se utiliza un cubo divisor de haz para introducir una portadora espacial (Lozano, 2013). El ángulo del divisor de haz ocasiona que la fase del haz de referencia se modifique (tenga portadora) como se presenta en la siguiente ecuación.

$$I = a + b * \cos(\varphi_o + \varphi_r(\theta)) \quad (7)$$

De acuerdo con las propiedades de la transformada de Fourier, a lo anterior se le denomina traslación en frecuencia y se define matemáticamente de la siguiente manera. Sea una función $g(x)$ igual a la función $f(x)$ multiplicada por una función coseno.

$$g(x) = f(x) * \cos(2\pi u_o x) \quad (8)$$

En donde u_o es la frecuencia portadora y x es la variable independiente.

Al remplazar la función coseno por su forma exponencial compleja se obtiene lo siguiente.

$$g(x) = f(x) * \cos(2\pi u_o x) = \frac{1}{2} (f(x)e^{i2\pi u_o x} + f(x)e^{-i2\pi u_o x}) \quad (9)$$

Al evaluar la transformada de Fourier para la función $g(x)$ se tiene lo siguiente.

$$F(g(x)) = \int_{-\infty}^{+\infty} \frac{1}{2} (f(x)e^{i2\pi u_o x} + f(x)e^{-i2\pi u_o x}) e^{-i2\pi u x} dx \quad (10)$$

Dando lugar a la ecuación (11), la cual señala que la transformada de Fourier de una función $f(x)$ multiplicada por una función coseno, es la transformada de Fourier de la función $f(x)$ desplazada simétricamente por la frecuencia de la función coseno.

$$G(u) = \frac{1}{2}F(u - u_o) + \frac{1}{2}F(u + u_o) \quad (11)$$

La ecuación (11) muestra que la transformada de Fourier de una función $f(x)$ multiplicada por una función coseno es igual a la transformada de Fourier de la función $f(x)$ desplazada simétricamente por la frecuencia de la función coseno (Goodman, 1968), tal como se observa en la figura 10.

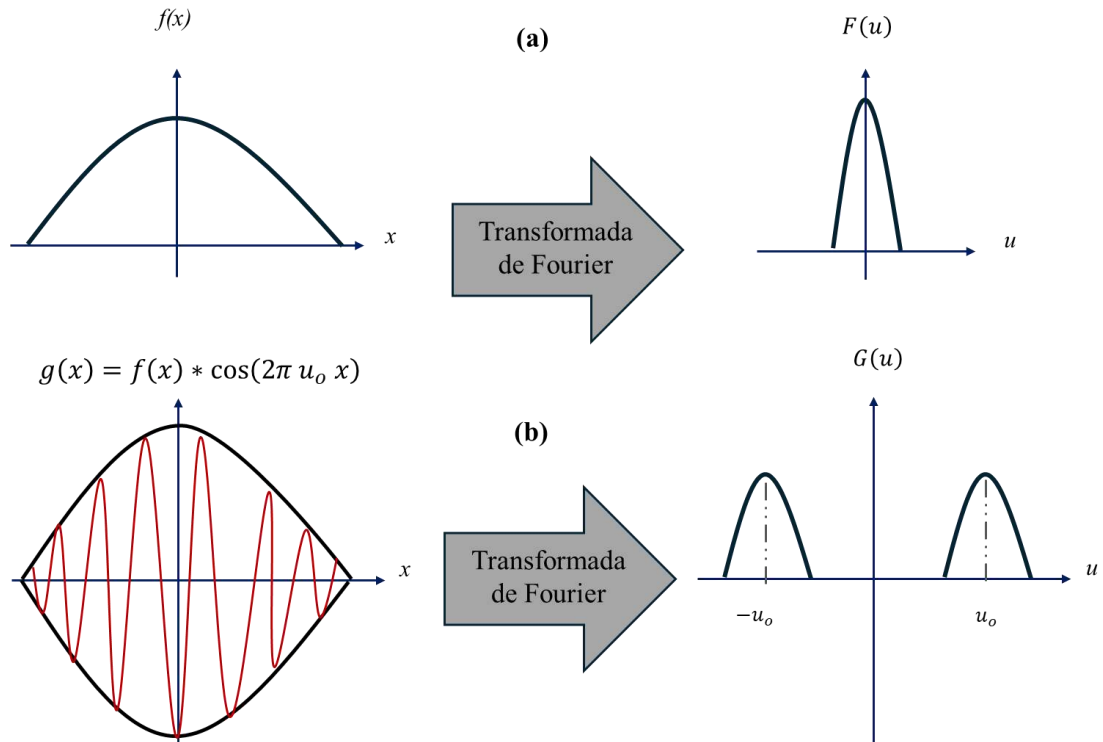


Figura 10. Transformada de Fourier para una función (a) $f(x)$ y (b) con desplazamiento en frecuencia.

2.2.4.5 Fase óptica

Para obtener las franjas de interferencia se realiza una correlación entre las intensidades de los hologramas de referencia (I_r) y los hologramas con deformación (I_d), las cuales corresponden a las siguientes ecuaciones.

$$I_r = a + b * \cos(\varphi_o - \varphi_r) \quad (12)$$

$$I_d = a + b * \cos(\varphi'_o - \varphi'_r) \quad (13)$$

Debido a que el frente de onda del haz de referencia siempre se mantiene igual, se puede asumir que $\varphi'_r = \varphi_r$. Después de la correlación se aplica la transformada de Fourier a cada holograma y se multiplica por una máscara espectral que actúa como un filtro pasa bandas, dando como resultado un holograma de referencia (Hr) y un holograma con deformación (Hd). A los cuales se les aplica la transformada inversa de Fourier a cada uno, obteniendo las imágenes $I Hr$ e $I Hd$ respectivamente para el holograma referencia y el holograma con deformación. Con la información calculada en los pasos previos es posible obtener la fase óptica envuelta con la siguiente expresión matemática (Kreis, 2005).

$$\Delta\varphi = \tan^{-1} \left(\frac{Re(I Hr) * Im(I Hd) - Im(I Hr) * Re(I Hd)}{Re(I Hr) * Re(I Hd) + Im(I Hr) * Im(I Hd)} \right) \quad (14)$$

En la figura 11 se muestra de forma gráfica el proceso para obtener la fase óptica.

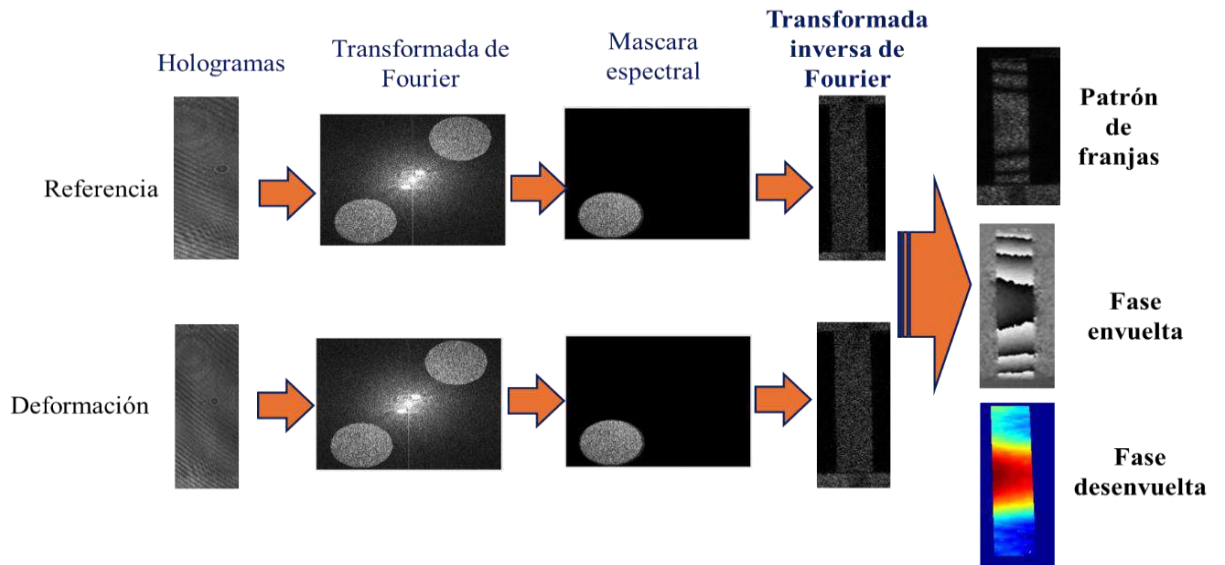


Figura 11. Procesamiento de hologramas para obtener la fase óptica.

3

Metodología de Investigación

3.1 Descripción de la metodología

En el presente capítulo se detalla el diseño, desarrollo, integración y funcionamiento de los diferentes componentes mecánicos que emplea la máquina universal de ensayos. De forma similar, se describen los componentes electrónicos y su funcionamiento dentro de la operación del prototipo. Se continúa con la explicación del programa en Arduino que permite obtener un movimiento controlado de la cruceta de la máquina de ensayos, así como los ajustes necesarios en el accionar de los motores que logran el movimiento uniforme. Posteriormente se explica la comunicación, interfaz y control entre el prototipo y una PC que es la que monitorea la carga a medida que graba las imágenes dentro del arreglo de pruebas ópticas no destructivas. Se mostrará el funcionamiento de un control Proporcional Integral y Derivativo (PID) llevado a cabo en Matlab el cual controla los parámetros de potencia (PWM) y el tiempo (τ) de los motores. Esto con el fin de lograr aplicaciones de cargas lineales hasta el punto de alcanzar la fractura en materiales biológicos e inorgánicos.

El capítulo, también describe que una vez que se puede generar fuerza de tensión y compresión de manera controlada por medio del prototipo, se procede a realizar muestras de material compuesto biológico (hueso cortical bovino) e inorgánico (PMMA con partículas de cobre como refuerzo) para los ensayos.

Estas muestras se manufacturaron en forma de probeta para las pruebas de tensión y compresión por separado de acuerdo con las especificaciones señaladas en las normas oficiales aplicables para cada tipo de prueba mecánica (ASTM D695 edición 2015 para compresión y ASTM D638 edición 2014 para tensión). Por último, se explica la integración y funcionamiento de un arreglo óptico DHI con sensibilidad fuera del plano, el cual está comunicado con la PC y la máquina de ensayo con el objetivo de grabar hologramas junto al valor actual de carga aplicada a las muestras. Todo lo anterior para establecer qué relación de matriz y refuerzo del material compuesto presenta una respuesta mecánica similar a la del hueso cortical.

3.2 Prototipo de máquina de ensayo

3.2.1 Diseño mecánico

El diseño mecánico para el prototipo tomó como punto de partida el desarrollo de una máquina de ensayo para compresión que fue desarrollada en el laboratorio de metrología óptica en el CIO Aguascalientes en 2017 por J.M. Uribe 2017. Esta máquina era capaz de generar hasta 130 kilogramos fuerza en pruebas de compresión y pudo ser empleada en pruebas ópticas no destructivas. Dentro de las limitaciones de ese primer desarrollo se encuentran los siguientes:

1. Efectos de backlash debido al espacio presente entre los dientes de los engranes del motor y las guías que transmiten el movimiento.
2. Una capacidad de carga limitada, que la restringe a muestras biológicas de poca dureza (dejando fuera muestras como hueso cortical).
3. Torque máximo del motor en un solo sentido, lo que impide la aplicación de fuerza en tensión. Por lo que no cuenta con mordazas que pueda asegurar la probeta en tensión.

Sin embargo, este desarrollo se toma como experiencia base para llevar a cabo el presente prototipo, que busca eliminar las limitaciones señaladas previamente. También se propone que la presente máquina de ensayo cuente con un tamaño ad-hoc y sea versátil para el espacio de un laboratorio de óptica. Algunas de estas características son: peso < 30 kg, alto = 50 cm, ancho = 30 cm y fondo de 17 cm.

Esto último le permitiría ser empleada en una gran variedad de materiales compuestos biológicos e inorgánicos. El diseño mecánico del prototipo se basó en las siguientes características físicas que se muestran en la tabla 1.

Tabla 1. Características del prototipo de máquina de tensión-compresión.

Característica	Especificación
Tipo de prueba mecánica	Tensión y Compresión
Fuerza máxima aplicada (kg)	500
Tamaño máximo de probeta (tensión)	17x7x0.5 cm (altura, ancho y espesor)
Tamaño máximo de probeta (compresión)	20x7x4 cm (altura, ancho y espesor)
Dimensiones y peso	50x30x17 (alto, ancho y fondo).
Peso	Menor a 30 kg

3.2.1.1 Marco estructural

Con el fin de ejercer 500 kg fuerza en tensión y compresión, se diseñó un marco estructural que está formado por dos perfiles de aluminio estructural de 30 x 30 mm de ancho y 45 cm de largo, los cuales sujetan la base superior e inferior del prototipo. La base superior está formada por una placa de acero de 30x17 cm con un espesor de 12.7 mm. Mientras que la base inferior está formada por una placa de acero de 30x17 cm con espesor de 12.7 mm.

Además de los perfiles estructurales, se cuenta con 4 barras guía unidas a cada vértice de los rectángulos que forman las bases superior e inferior. Estas barras guía tienen el objetivo de guiar el movimiento vertical de la cruceta superior y están fabricadas en acero cromado 1045. Cuentan con un diámetro de 12 mm y 30 cm de largo. En la base superior se reserva un espacio para colocar dos motores con diámetro de 37 mm. Mientras que en la base inferior se dejó un espacio para la celda de carga tipo S.

Cuando se genera el movimiento de los motores, hacen girar un par de tornillos sinfín y la cruceta superior se desplaza verticalmente hacia arriba o abajo. En la figura 12 se muestran las vistas del diseño estructural de la máquina universal de ensayos desarrollada.

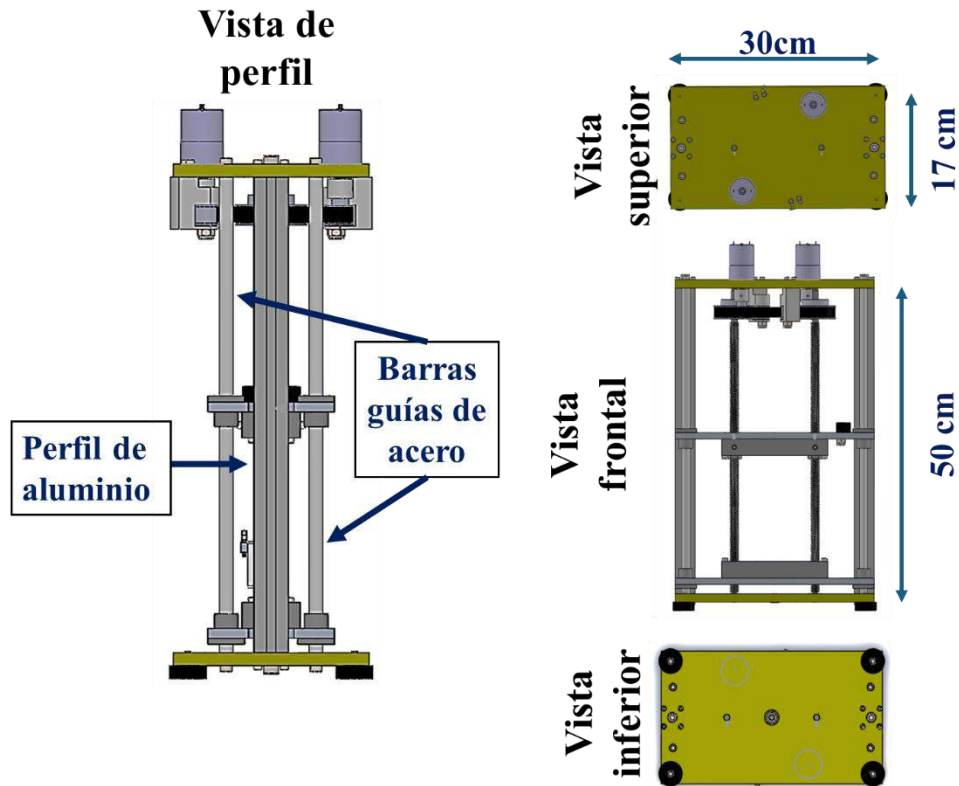


Figura 12. Marco estructural de la máquina de ensayos.

3.2.1.2 Transferencia de fuerza

Una vez colocados los motores en la base superior, se utiliza un sistema de poleas dentadas que involucra: polea conductora, polea conducida, correa dentada y tensor. Este sistema transmitirá el movimiento del motor hacia los tornillos sinfín, en donde la flecha de cada motor está acoplada a una polea conductora fijada con pernos de sujeción, la cual transmite el movimiento a través de una banda dentada a una polea conducida, misma que se encuentra sujeta al tornillo sinfín de 12.7 mm de diámetro con el tipo de rosca cuadrada cuyo paso diametral es de 2.54 mm, por último, dichos tornillos se fijan a la base por medio de baleros que permiten el libre rodamiento. Cabe mencionar que el sistema de poles cuenta con un tensor de carraca de banda, el cual permite ajustar la tensión de la banda para así evitar que la correa se deslice o afloje, con lo que podría ocasionar pérdida en la transmisión de potencia, ruido excesivo, sobrecalentamiento e incluso daños en el sistema banda-polea, véase la figura 13.

El desplazamiento de la cruceta superior se obtiene con el valor numérico del paso del tornillo sinfín y la relación de transmisión entre las poleas. El paso del tornillo indica que cuando el tornillo da una vuelta completa, el avance vertical es de 2.54 mm. En la figura 13 se presenta una vista del sistema de poleas utilizado.

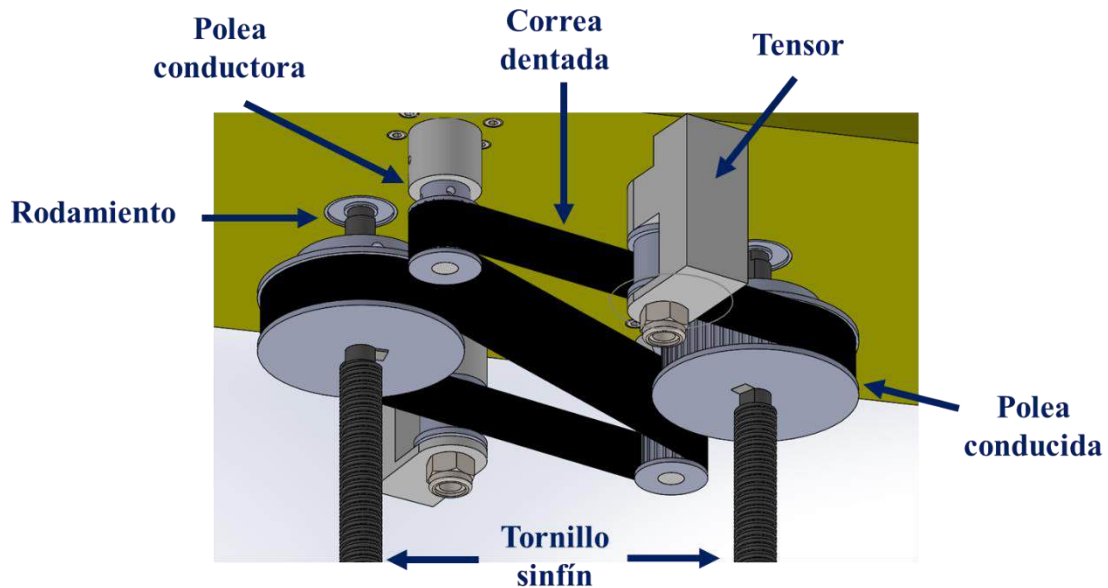


Figura 13. Vista del sistema de poleas utilizado en el prototipo.

La cruceta superior cuenta con dos husillos de bolas que permiten transferir el movimiento del tornillo sinfín a la cruceta superior para generar el movimiento hacia arriba o hacia abajo. Cabe mencionar que la cruceta inferior no es móvil, ya que se encuentra sujeta a la celda de carga y ésta a su vez al marco de referencia, con lo que se puede obtener la lectura de tensión y compresión del sistema. Véase el apéndice A para más información.

3.2.1.3 Análisis de la fuerza y selección del motor

Para lograr el requerimiento de aplicar una fuerza de 500 kg, como se presenta en el diagrama de cuerpo libre de la figura 14, y elegir un par de motores que la generen, se realizó un análisis de fuerzas que actúan entre las poleas y los husillos que desplazan la cruceta superior.

En la figura 14 se explica que la maquina de ensayo contará con dos motores los cuales transmiten su potencia hacia do husillos por medio de poleas, en donde la carga se distribuye de manera uniforme, por lo que la carga total ejercida sobre la cruceta será igual a la sumatoria de las fuerzas del Motor 1 y del Motor 2, logrando así llegar a la carga máxima de 500 kilogramos fuerza.

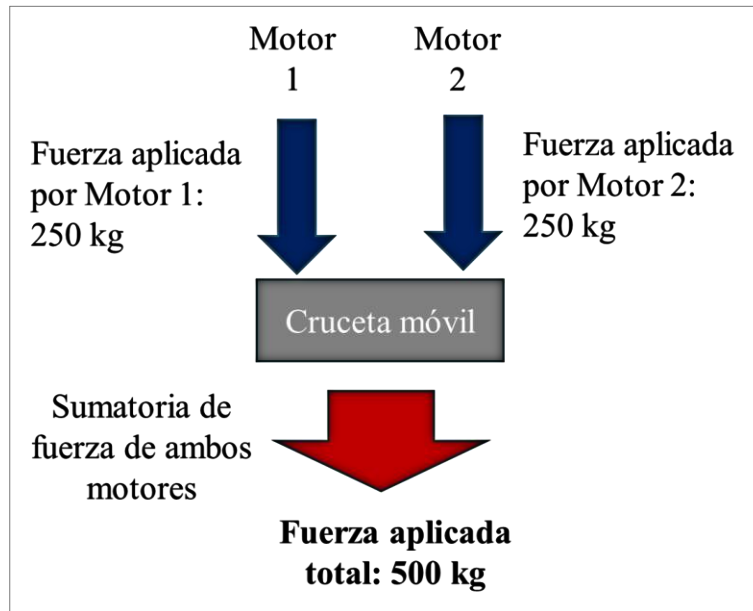


Figura 14. Diagrama de cuerpo libre en la aplicación de la fuerza.

El par de motores (que transmiten todo el torque hacia las poleas) hacen mover las poleas con un torque (T_1 y T_2) y una fuerza (F_1 y F_2) que se ve afectada por el radio de las poleas (r_1 y r_2), como se describe en las ecuaciones 15 y 16. El torque del motor (T_1) se transmite a los husillos para hacer mover los tornillos sin fin, dar movimiento a las crucetas y generar la fuerza de compresión o tensión.

Los torques generados por los motores, y que son transmitidos a las poleas se igualan, teniendo a F_2 en sentido negativo debido a que la fuerza es generada en el sentido contrario con respecto a F_1 , descrito en la ecuación 17.

Mientras que en la ecuación 18 se concluye que el torque se ve afectado por el radio de las poleas.

$$T_2 = F_2 * r_2 \quad (15)$$

$$T_1 = F_1 * r_1 \quad (16)$$

$$F_1 = -F_2 \quad (17)$$

$$\frac{T_1}{r_1} = -\frac{T_2}{r_2} \quad (18)$$

Ahora, se determina el valor de T_1 que es el torque necesario por parte del motor para llegar a los requerimientos de carga. Dicho cálculo se logra a partir de conocer el valor de T_2 que es el torque del husillo cuadrado.

$$T_2 = \frac{F_{axial} * D_m}{2} * \frac{\rho + \mu * (\pi * D_m)}{\pi * D_m - \rho * \mu} \quad (19)$$

Para determinar el valor del torque del husillo cuadrado T_2 se toman en cuenta los parámetros de la tabla 2.

Tabla 2 Parámetros que modifican el valor de torque de T_2

Parámetro	Valor
F_{axial} (Fuerza axial)	4903.32 N = 500 kg
D_m (diámetro medio)	11.43 mm
ρ (paso de la rosca)	2.54 mm
μ (factor de fricción estático)	0.74

Sustituyendo los valores de la tabla 2 en la ecuación (19) se obtiene el torque en el husillo cuadrado:

$$T_2 = \frac{F_{axial} * D_m}{2} * \frac{\rho + \mu * (\pi * D_m)}{\pi * D_m - \rho * \mu} = \frac{4903.32 \text{ N} * 11.43 \text{ mm}}{2} * \frac{2.54 \text{ mm} + 0.74 * (\pi * 11.43 \text{ mm})}{\pi * 11.43 \text{ mm} - 2.54 \text{ mm} * 0.74}$$

$$T_2 = 23973.7016 \text{ N} \cdot \text{mm}$$

Por último, para calcular el torque necesario por parte del motor se despeja el valor de T_1 en la ecuación (18) y se sustituye el valor de T_2 (previamente obtenido):

$$T_1 = -\frac{T_2}{r_2} * r_1 = -\frac{23973.7016 \text{ N} \cdot \text{mm} * 38.29 \text{ mm}}{63.29 \text{ mm}} = -14 \ 503.919 \text{ N} \cdot \text{mm}$$

$$T_1 = -147.78 \text{ kg} \cdot \text{cm}$$

El signo negativo en T_1 se debe a que la dirección es opuesta a la del torque en T_2 .

Cabe mencionar que el torque determinado de 147.78 kg.cm será distribuido en dos motores por lo que cada motor debe de brindar mínimo 75 kg.cm de torque. Los motores utilizados son de marca Geartisan zga37rg de 12V, 20 RPM, que generan un toque (par nominal) de 150 kg cm . Dichos motores son del tipo planetario, lo cual significa que el juego que hay en la conexión entre dientes es prácticamente inapreciable (error de giro de $\pm 0.0166^\circ$) lo cual minimiza el error por backlash, cabe señalar que el backlash genera errores en la medición de pruebas de tensión o compresión. La finalidad del uso de este tipo de motores es disminuir la velocidad del

eje del motor y aumentar la capacidad de transmisión de par con un error mínimo en el posicionamiento, ayudando a mantener constante la fuerza que se aplica durante las pruebas mecánicas a ejercer dado que los materiales bajo estudios deben de ser sometidos a una carga lineal y constante.

De manera general, se persiguen dos objetivos en el movimiento de la cruceta superior.

- 1) La aplicación de la carga debe estar distribuida de manera uniforme en el eje horizontal (uso de barras guía).
- 2) El desplazamiento debe ser controlado y lento en la cruceta que ejerce la carga (uso de sistema de poleas).

Una vez revisado el análisis de la fuerza y la selección del motor, en la figura 15 se presenta el diseño mecánico completo de la máquina de tensión-compresión.

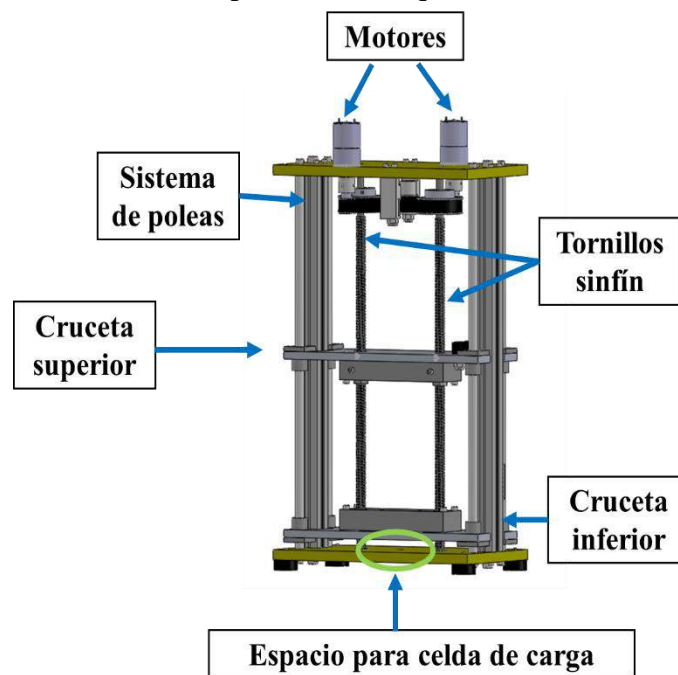


Figura 15. Diseño completo de la máquina de ensayos.

3.2.2 Diseño electrónico

En la figura 16 se presenta un diagrama de bloques en donde se indican los principales elementos electrónicos que fueron integrados para el control de la máquina

universal de ensayos. Las flechas azules señalan transferencia de datos, mientras que las flechas negras indican suministro de energía. El circuito electrónico comienza por una fuente de voltaje AC-DC que suministra energía a la fuente de 12 volts para proveer de energía a los motores. También la fuente de voltaje AC-DC suministra energía a la fuente de 5 volts del Arduino. El Arduino es el encargado de administrar las comunicaciones seriales, así como las señales de entrada y salida de sensores, actuadores y elementos de visualización, con lo que asegura el comportamiento deseado durante una prueba de tensión o compresión.

Tomando como referencia la figura 16 que se presenta a continuación. Se tiene que, durante un ciclo de operación, el Arduino monitorea las señales de entrada de los interruptores de seguridad, sensores de posición (optoelectrónicos), lectura de celda de carga, valores de alimentación tanto de 5 V DC como de 12 V DC así como el estado del puerto de comunicaciones RS232 en donde dependiendo del estado de los elementos antes señalados, el Arduino emite información del estado de la máquina en el display LCD además de controlar la operación de los motores de DC dependiendo de los comandos de operación indicados por el software Matlab, consultar los apéndices B y C para mayor información.

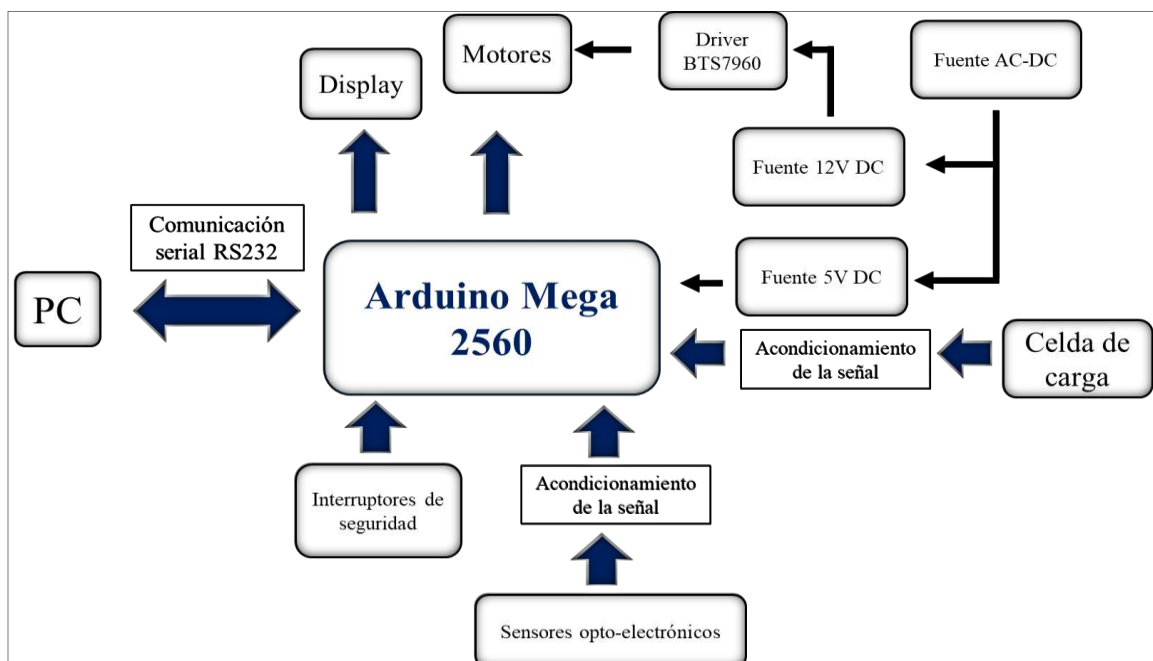


Figura 16. Diagrama de bloques del funcionamiento electrónico.

3.2.2.1 Microcontrolador, Arduino

Se utilizó un microcontrolador Arduino Mega 2560 (figura 17) para controlar la velocidad de los motores, enviar y recibir información de la PC, así como realizar adquisición de los datos generados por la celda de carga. En la tabla 3 se muestran las características del Arduino utilizado en el prototipo.



Figura 17. Arduino Mega 2560

Tabla 3. Características del Arduino Mega 2560.

Características	Descripción
Voltaje de operación	5 V
Pines de entrada/salidas digitales	54
Pines de entrada analógica	16
Tipo de comunicación	Comunicación serial (UART)
Frecuencia de reloj	16 MHz
Memoria Flash	256 kB

Para la comunicación del Arduino con la PC se utilizó el protocolo de comunicación serial RS232 por su simplicidad, versatilidad y que la velocidad de las pruebas es lenta.

3.2.2.2 Celda de carga

El sensor que se empleó para detectar la fuerza aplicada por la cruceta superior en la máquina de tensión compresión es una celda de carga tipo “S” de la marca PUSHTON modelo PSD-S1-300kg. Este tipo de celda es útil para medir fuerzas tanto en compresión como en tensión, brinda lecturas precisas y repetibles. Además de ser resistente a condiciones ambientales adversas como corrosión, humedad, etc. Esta

celda fue calibrada con equipo calibrado en el laboratorio de metrología dimensional del CIO para fines de trazabilidad.

En la figura 18 se muestra el modelo de celda de carga tipo S utilizada en la máquina de tensión compresión, mientras que en la tabla 4 se muestran sus características.



Figura 18. Celda de carga utilizada en la máquina de ensayos.

Tabla 4. Características de la celda de carga PUSHTON, PSD-S1-300kg.

Características	Descripción
Señal de salida	Analógica
Impedancia de entrada	350 Ω
Impedancia de salida	350 Ω
Rango de medición	Hasta 300 kg fuerza

3.2.2.3 Acondicionamiento de la señal de la celda de carga PSD-S1-300kg

En el diagrama de bloques de la figura 16, se indica el flujo de información que existe entre el Arduino y la celda de carga, en donde se utiliza un elemento de adecuación de señales en el entendido el acondicionamiento de una señal es el proceso de modificar una señal eléctrica para que pueda ser analizada, medida o procesada posteriormente y consta de las siguientes etapas.

1. Filtrado: Se elimina el ruido de la señal o se selecciona una banda específica de frecuencias.
2. Amplificación: Se incrementa el nivel de la señal para que pueda ser detectada.

3. Atenuación: Se reduce la amplitud de la señal para ajustarla al rango de entrada de un sistema de medición.
4. Conversión de señales: Se da la transformación de un formato a otro. Por ejemplo, de una señal analógica a una señal digital (Bentley, 2005).

Para el caso de la celda de carga utilizada, esta produce una señal de tipo análoga (voltaje) que debe ser acondicionada y digitalizarse para su posterior análisis e interpretación como kg fuerza aplicados. Por lo que se utilizó un amplificador de celda de carga HX711 (figura 19) para acondicionar la señal, la cual es procesada posteriormente por el Arduino.

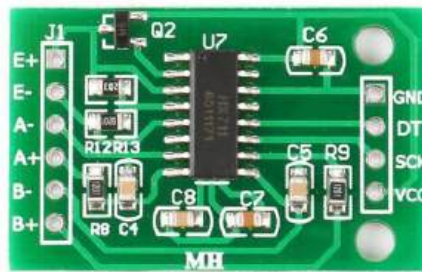


Figura 19. Modulo amplificador HX711

Mientras que para el caso de los sensores opto electrónicos se utilizaron sensores de tipo herradura, Fc-03, (ver figura 20). Los cuales tienen el acondicionamiento de la señal integrados entregando así la señal digital correspondiente al estado de activación (apagado o encendido) del sensor infrarrojo.



Figura 20. Sensor opto electrónico utilizado, Fc-03

3.2.3 Control

Se diseñó un control digital que opera con las variables de la potencia de los motores y el tiempo de aplicación de la fuerza. La metodología usada se basa en

técnicas de control clásico, así como control digital para la identificación de la planta y métodos de discretización. La identificación de la planta se refiere a la obtención de un modelo matemático que pueda describir el comportamiento de la máquina de ensayos. Mientras que los métodos de discretización son técnicas utilizadas para convertir un sistema de control continuo por un sistema de control discreto.

Para realizar una prueba de ensayo de compresión o tensión la máquina es controlada por dos parámetros: la velocidad de ambos motores controlada por modulación de ancho de pulso (PWM) y el tiempo de aplicación de fuerza de los motores (τ). La máquina de ensayo desarrollada en el presente proyecto es capaz de aplicar un incremento de carga implementando un control Proporcional Integral y Derivativo (PID) desarrollado en código de Matlab, observar apéndice B para más detalles, que envía un comando vía serial a Arduino para ajustar el PWM a partir del error determinado. Además de controlar el PWM, también se controla el τ a partir del error determinado, como se observa en el lazo de control de la figura 21.

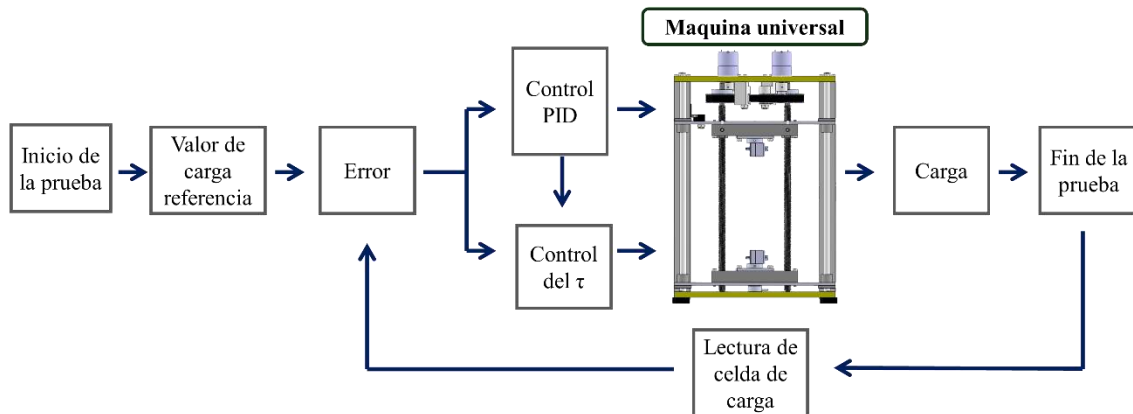


Figura 21. Diagrama de lazo de control de la máquina universal de ensayo.

3.2.4 Pruebas de validación.

Se comenzaron con pruebas de compresión en un poste de acero de 13 milímetros de diámetro por 40 milímetros de altura para conocer el efecto del PWM y τ de los motores. En donde se obtuvo que, al tener una potencia y tiempo constante (sin lazo de control), la carga no se ejerce de forma lineal como se puede observar figura 22.

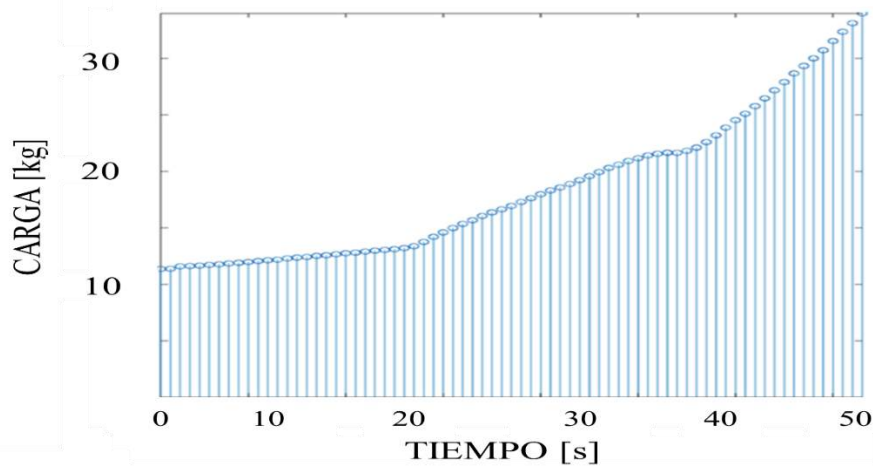


Figura 22. Prueba de compresión sin controlar PWM y τ .

Se continuaron con las pruebas de compresión para conocer el efecto del lazo de control en la variable del PWM. Se configuró la prueba de tal forma que entre cada medición (paso del motor) se incrementara la carga (Δ carga) en 0.3kg y se establecieron 80 kg como la carga objetivo. Se obtuvo una carga con una tendencia más lineal con respecto a la carga sin controladores. En la figura 23 se observa que al principio, mitad y final de la gráfica (zonas resaltadas con un óvalo rojo), la carga deja de tener un comportamiento lineal. Lo cual se debe a que el lazo de control necesita enviar valores mayores de PWM mientras que τ se mantiene constante.

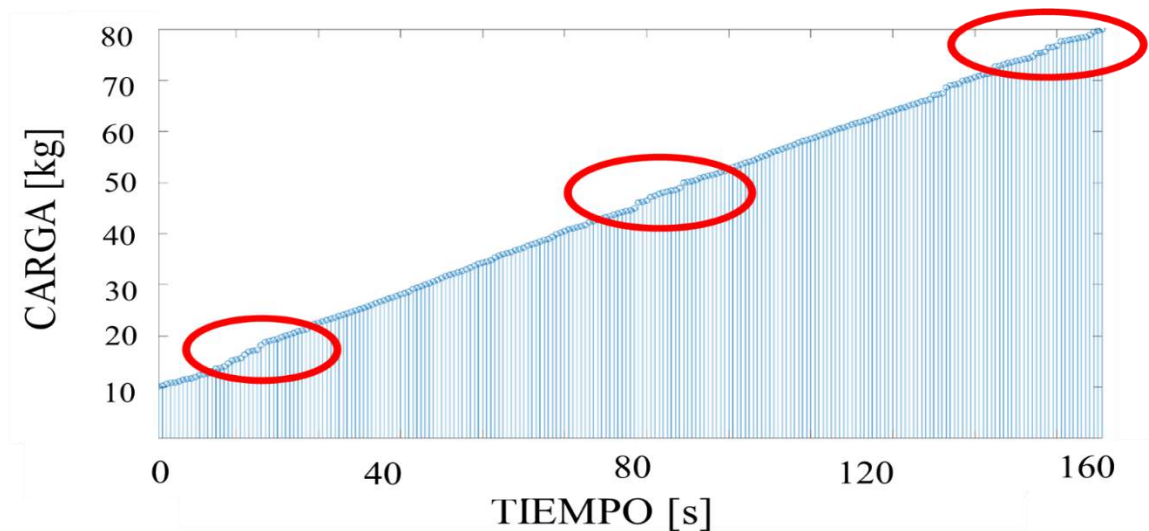


Figura 23. Prueba de compresión controlando el PWM.

Una vez controlado el valor del PWM se procedió a aplicar un segundo lazo de control para la variable del tiempo de acción de los motores (τ), el cual se basa en el error que tenga la medición actual para determinar si el tiempo de acción de los motores debe de ser mayor o menor al tiempo de acción previo. Una vez sintonizado el lazo de control para el τ , se comprimió el mismo poste de acero utilizando un Δ carga = 0.3 kg (igual que las pruebas previas) y llegando hasta 150 kg para acercarnos a los valores en que el material compuesto y el hueso cortical van a ser probados, que para ambos casos son mayores de 150 kg. Obteniendo la siguiente curva de compresión de la figura 24.

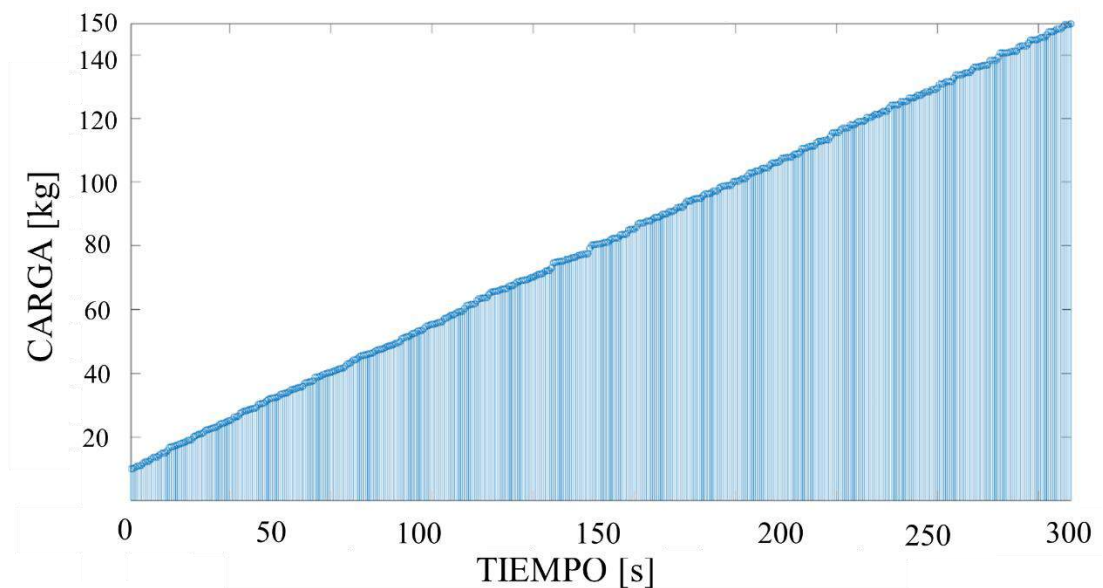


Figura 24. Prueba de compresión controlando el valor de PWM y τ .

De estas pruebas preliminares se logró llegar a los parámetros adecuados del lazo de control para el valor de PWM y τ en un poste solido de acero, por lo cual se procedió a probar el mismo lazo de control en una probeta de PMMA para conocer el valor al que la probeta llega a la fractura y determinar si dicho controlador es capaz de ejercer una rampa lineal en dichas especificaciones.

Se procedió a realizar una prueba estableciendo un Δ carga = 0.3 kg dado que este incremento de carga es el que se ha estado utilizando en todas las pruebas de validación. Se logró obtener una curva de compresión lineal, con una precarga de 10 kg para evitar

movimiento de cuerpo rígido, al finalizar la prueba se llegó al punto de fractura del material a 220 kg como se muestra en la figura 25.

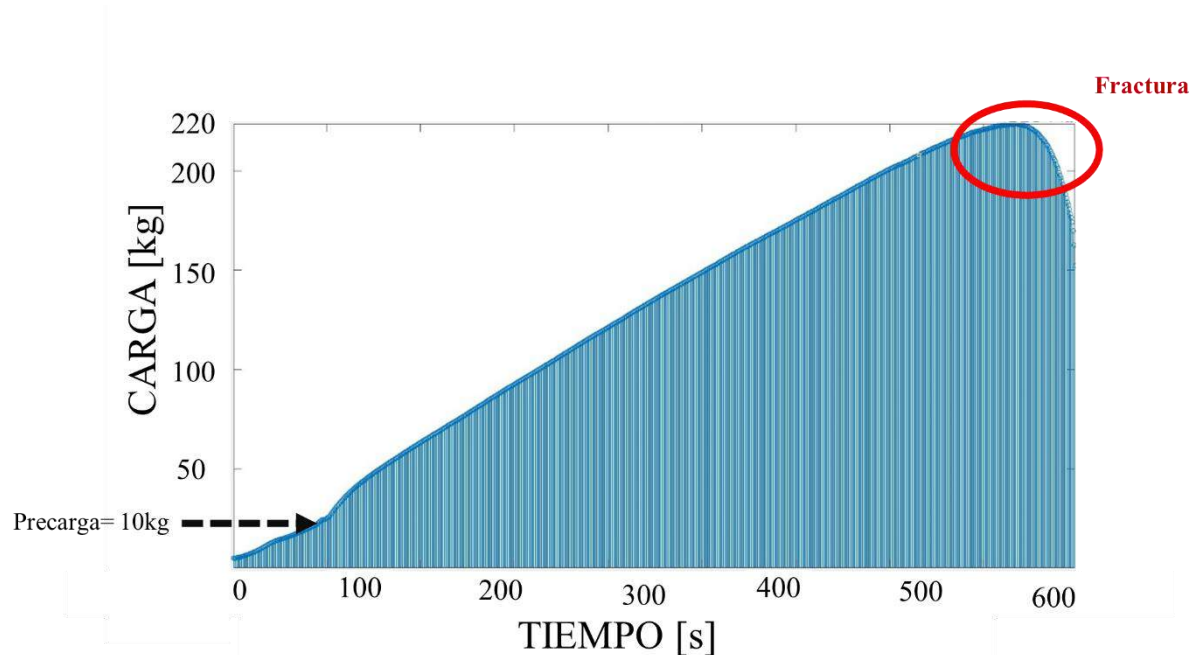


Figura 25. Prueba de fractura en compresión para probeta de PMMA utilizando un lazo de control PID.

De acuerdo con los resultados obtenidos en este punto, se logró tener los parámetros del lazo de control PID que permita ejercer una carga lineal hasta el punto de fractura del material a prueba con el prototipo.

3.3 Preparación de muestras

3.3.1 Hueso cortical

Para la elaboración de probetas de tensión y compresión de hueso cortical se empleó hueso femoral bovino, el cual se cortó de manera longitudinal en tres secciones por medio de una sierra de banda (figura 26a). Posteriormente los cortes longitudinales de hueso se seccionan con una sierra de disco, con lo que se obtienen tiras de aproximadamente 30 cm de largo por 5 cm de ancho como se muestra en la figura 26b.



Figura 26. Ejemplos de corte longitudinal en hueso bovino, (a) unidos y (b) en tiras.

Las tiras (figura 27a) se vuelven a seccionar según su objetivo final: probetas de compresión o de tensión. Para las probetas de compresión se cortan secciones rectangulares de 5 cm de largo por 1 cm de ancho, para posteriormente lijarlas y obtener un prisma con dimensiones de 30x5x5 mm de alto, ancho y fondo como se ve en la figura 27b. Para las probetas de tensión se cortan secciones rectangulares de 10 cm de largo por 3 cm de ancho, para posteriormente perfilarlas con una fresadora de alta precisión logrando la forma indicada de la probeta con 5 cm de largo, 1 cm de ancho con espesor de 1.5 mm como la observada en la figura 27c. Cabe mencionar que estas probetas de hueso cortical fueron guardadas en solución salina al 0.9% para la preservación de sus propiedades mecánicas de acuerdo con lo señalado (Guzmán, 2024).

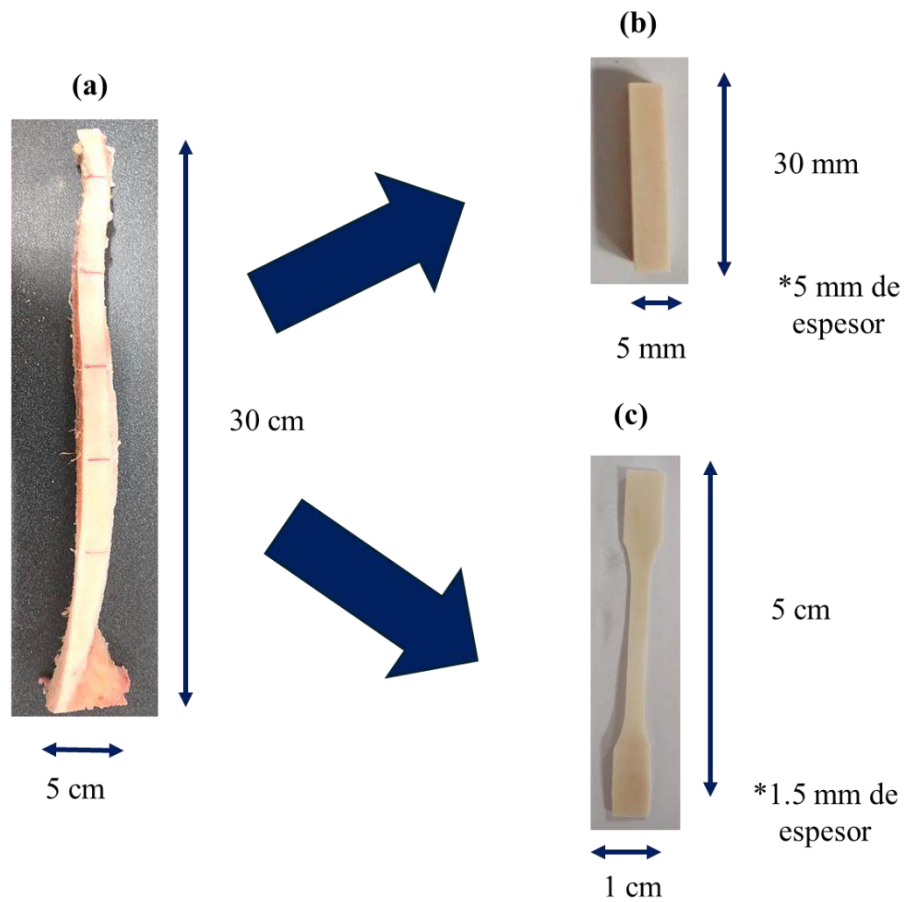


Figura 27. Hueso cortical en (a) tira, (b) probeta de compresión, y (c) probeta de tensión.

3.3.2 Material compuesto

Las muestras de material compuesto se preparan bajo la siguiente metodología indicada en la figura 28.

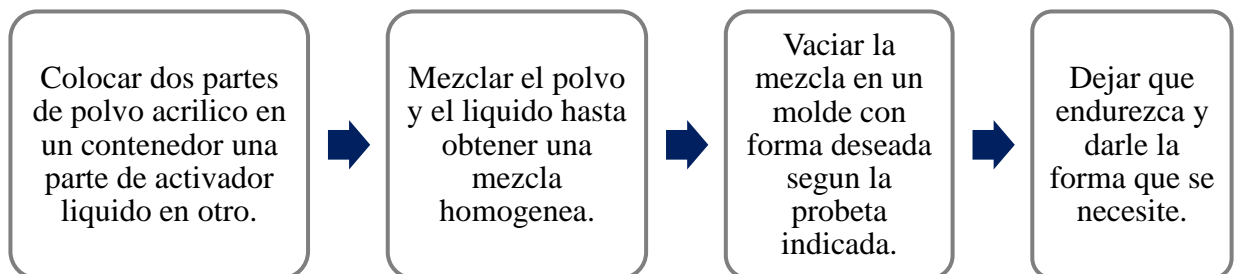


Figura 28. Metodología para síntesis de material compuesto.

El material compuesto con el cual se elaborarán las probetas para las pruebas mecánicas está constituido de los siguientes materiales: Poli-metil-metacrilato (PMMA) formando la matriz del material compuesto y micropartículas de cobre (conductor) como refuerzo, figura 29.



Figura 29. Materiales usados para la realización de las probetas de composite en curado en frio, (a) PMMA y (b) micropartículas de cobre.

Una vez endurecida la muestra, para las probetas de compresión se procedieron a lijarlas para dar forma a un prisma de 30 mm de alto con 5 mm de lado, figura 30b. Mientras que para las probetas de tensión se repite el proceso empleado en las probetas de hueso para tensión, como se observa en la figura 30a.

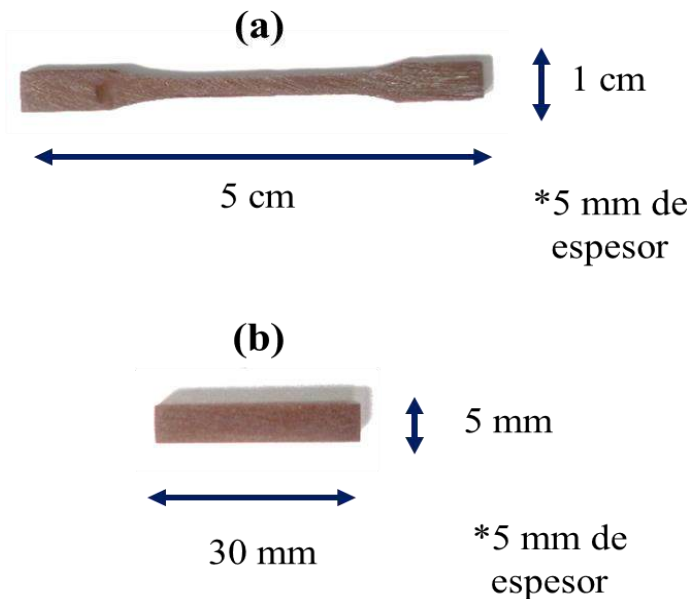


Figura 30. Probetas de composite para (a) tensión y, (b) compresión.

3.4 Arreglo experimental

Las pruebas mecánicas se monitorearán con un arreglo óptico para conocer las deformaciones de las probetas en la superficie en donde además del arreglo DHI con sensibilidad fuera del plano se tiene acoplada la máquina de ensayos y una PC para controlar las pruebas mecánicas. Cabe mencionar que tanto la cámara como la máquina de tensión envían y reciben información hacia la PC, lo cual está indicado con flechas en color azul. El arreglo experimental se presenta en la figura 31.

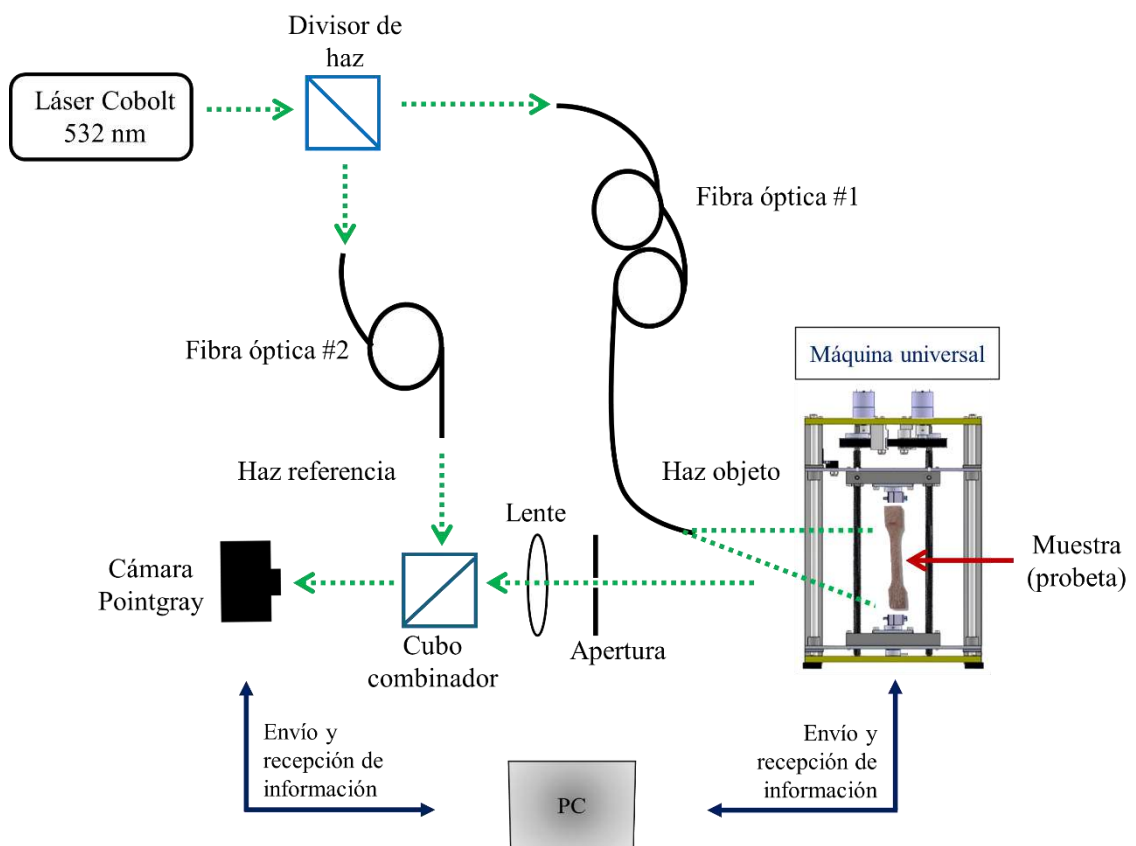


Figura 31. Vista esquemática del arreglo experimental.

En este arreglo experimental se utilizó un láser Cobolt que emite luz a 532 nm, con una potencia de 250 mW. A la salida del divisor de haz se le acoplaron fibras ópticas para el haz de referencia y el haz objeto. El objeto para analizar consistió en las probetas de tensión y compresión previamente descritas. El sensor CMOS utilizado fue una cámara Pointgray modelo Chameleon-13S2M de características USB 2.0, sensor de 1/3 de pulgadas, monocromática.

La altura a la que se colocó la cámara, el cubo combinador y la lente dependió de la prueba mecánica en cuestión. Para la prueba de compresión la altura fue de 15 cm mientras que para la prueba de tensión la altura fue de 20 centímetros. Esta variación depende del uso de mordazas o no. El campo de visión de la cámara se estableció en 7 cm de altura por 2.5 cm de ancho para poder observar en su totalidad las muestras que fueron inspeccionadas con la técnica de DHI.

La cámara fue controlada por un algoritmo de MATLAB desarrollado en el laboratorio, en donde el objetivo fue tomar imágenes (hologramas) justo después del movimiento de la maquina universal para poder calcular la deformación en la muestra después de cada aplicación de la carga.

3.5 Integración y pruebas de funcionamiento

Una vez desarrollado el lazo de control PID para la aplicación de la carga de forma lineal en la máquina universal de ensayos y la alineación del arreglo óptico, se llevaron a cabo las pruebas preliminares en pruebas de compresión para verificar que fueran registradas de forma simultánea las lecturas de la celda y los hologramas de imagen. Para ello, la máquina trabajará en conjunto con el interferómetro DHI que cuenta con una cámara digital que registra las imágenes que contienen la información de desplazamiento en la superficie de la probeta. Con cada paso que ejecute la máquina, se obtiene una nueva imagen de la probeta, y este proceso se repite hasta que se llega a la fractura de la probeta

Para verificar el funcionamiento de la máquina de ensayo con el sistema óptico, el sistema de control y la sincronización de dichos elementos se realizaron pruebas de compresión utilizando probetas de acrílico (PMMA sin ningún material de refuerzo). Como resultado se muestra un ejemplo de una gráfica de carga hasta llegar a la fractura del material (figura 32), así como de un ejemplo de patrones de franjas y fase óptica envuelta (figura 33).

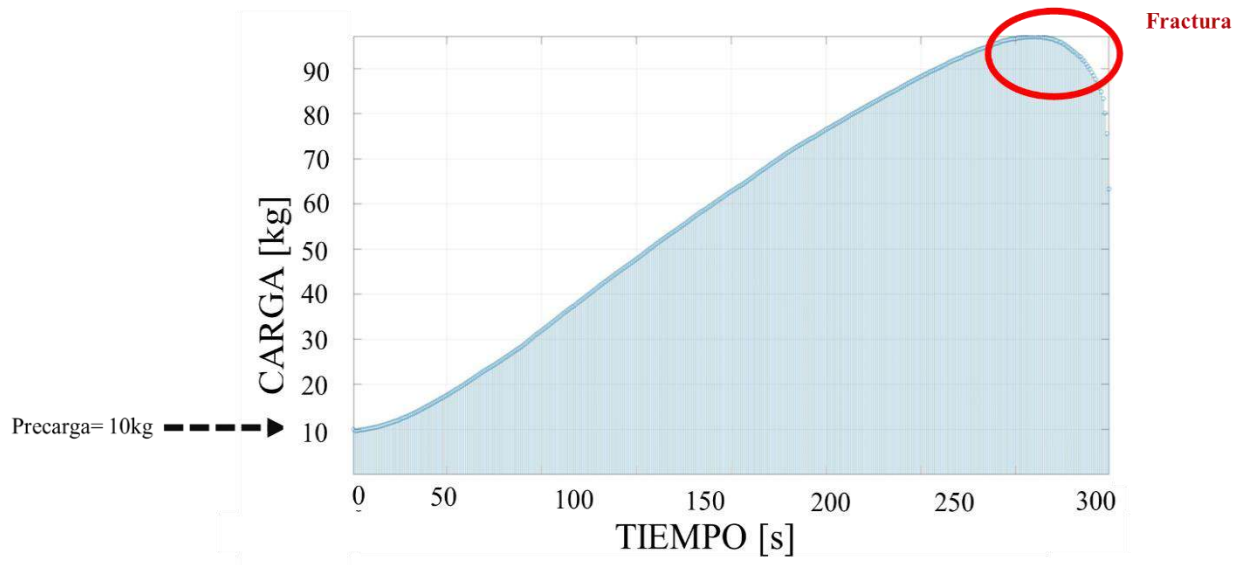


Figura 32. Gráfica de carga en compresión para probeta de acrílico.

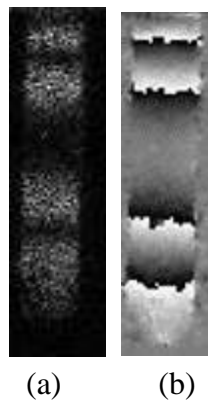


Figura 33. Resultados ópticos de probeta de acrílico en compresión (a) patrón de franjas, (b) fase envuelta.

De las figuras anteriores se concluye lo siguiente:

1. La carga ejercida por la maquina se comporta como una rampa lineal
2. La carga se ejerce en magnitudes suficientemente bajas para poder obtener fase óptica en las muestras bajo estudio.

4. Resultados

En este capítulo se detallan los resultados de la comparación mecánica entre el hueso cortical y el material compuesto, dicha comparación se realizó en pruebas de tensión y compresión utilizando la máquina universal de ensayos desarrollada en este trabajo de tesis y empleando la técnica DHI para su monitoreo, vea los apartados 4.1 y 4.2 para su información a detalle sobre las pruebas realizadas. En primer lugar, se analizó el comportamiento de hueso cortical en compresión para posteriormente elaborar un material compuesto (matriz de PMMA y partículas de cobre como refuerzo) que tuviera un comportamiento mecánico similar a este. En la elaboración del material compuesto se experimentó con la concentración de las partículas de refuerzo en la matriz de PMMA. Se probaron valores de concentración del 1 hasta el 50% de cobre como refuerzo, llegando al valor ideal de 20% cobre, 80 % PMMA (razón de peso).

Las pruebas de compresión se llevaron a cabo utilizando un delta de carga de 0.3 kg registrando hologramas en cada movimiento de la cruceta. A partir de los hologramas se logró recuperar la fase óptica envuelta para después obtener la fase óptica desenvuelta y el mapa de deformación superficial de las probetas sometidas a compresión (tanto del hueso cortical como del material compuesto). Logrando así realizar una comparación de la carga soportada, así como de la deformación superficial de las probetas para determinar cuál concentración de PMMA y cobre tiene una respuesta mecánica similar al hueso cortical.

Una vez encontrada la relación de PMMA y cobre que presenta una respuesta mecánica en compresión comparable a la de hueso cortical, se procede a analizar el comportamiento del hueso cortical en pruebas de tensión. Las pruebas de tensión se llevaron a cabo utilizando una delta de carga de 0.5 kg en donde se registraron los hologramas en cada movimiento de la cruceta de la máquina (así como se realizó en compresión). A partir de los hologramas se recuperó la fase óptica envuelta, desenvuelta y el mapa de deformación superficial de las probetas de hueso cortical y material compuesto. Estas probetas también se probaron con diferentes concentraciones del material compuesto y se encontró que la mejor relación de PMMA y partículas de cobre para las pruebas de tensión fue de 10 % cobre y 90 % PMMA (relación de peso). Obteniendo una respuesta mecánica en tensión comparable con el hueso cortical. Derivado de los resultados obtenidos se comprobó la hipótesis planteada al inicio del trabajo de tesis, en donde se buscaba desarrollar un sistema mecatrónico que permitiera realizar ensayos de compresión y tensión con condiciones controladas en materiales compuestos que pudieran emular la respuesta mecánica del hueso.

4.1 Compresión

4.1.1 Punto de fractura

Para llevar a cabo las pruebas mecánicas de compresión en la máquina universal primero se realizaron probetas de hueso cortical en forma de prisma con dimensiones de 5x5x30 mm como se explicó en la sección 3.3.1. Tomando en cuenta que la máquina universal desarrollada en el presente trabajo tiene un funcionamiento tal que permite comprimir un objeto con un comportamiento lineal, así como se explicó en la sección 3.2.4, se llevaron a cabo pruebas de compresión en probetas de hueso cortical. Se realizaron 15 pruebas con probetas de las mismas dimensiones, teniendo una tolerancia del 5% con respecto a las dimensiones explicadas previamente.

El procedimiento a seguir para las pruebas mecánicas de compresión fue el siguiente:

1. Prender el láser y la computadora que se encuentran en el arreglo experimental detallado en la sección 3.4, figura 30.
2. Sacar las probetas de la solución salina. Dejando secar las probetas por 10 minutos para eliminar el exceso de humedad.
3. Colocar las probetas en el centro de las crucetas para asegurar que la carga se ejerce de manera uniforme
4. Precargar la máquina universal en un rango de 10 a 20 kilogramos fuerza para evitar movimiento de cuerpo rígido.
5. Comenzar con la prueba de compresión estableciendo un delta de carga de 0.3 kg.
6. Registro de la carga (se guarda un archivo) y grabación de los hologramas.
7. Cuando la probeta llega al punto de fractura, la celda de carga llega a un valor de 0 kg dado que dicha probeta se ha roto y no se ejerce fuerza sobre el sistema marcando así el final de la prueba
8. Fin de la prueba, se guardan en una carpeta los archivos: carga aplicada, los hologramas y la gráfica de carga ejercida.

A continuación, se muestra una probeta de hueso cortical mientras se lleva a cabo la prueba mecánica de compresión en figura 34a y cuando se ilumina en la figura 34b. Así como la probeta de hueso cortical cuando se llegó al punto de fractura en la parte superior de la misma, figura 34c.

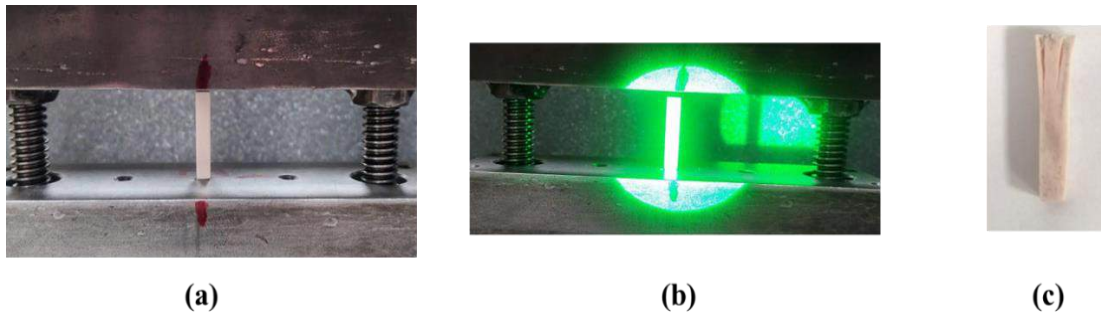


Figura 34. Prueba mecánica de compresión en hueso cortical
 (a) Colocación de la probeta en el centro de las crucetas, (b) inicio de prueba de compresión con láser iluminando, (c) fin de la prueba, probeta llevada a la fractura.

Después de realizar la metodología explicada previamente para las 15 muestras de hueso cortical se obtuvo que la carga a la que se fractura el hueso es de 216 kg fuerza con una desviación estándar de 10 kg fuerza. La gráfica de carga promedio para el hueso cortical en las pruebas de compresión que se llevaron a cabo se muestra en la figura 35. Esta se divide en 3 secciones por líneas negras verticales teniendo las siguientes zonas: inicio de la prueba (región lineal y de plasticidad), mitad de la prueba (región de endurecimiento por deformación) y fin de la prueba (fractura del material).

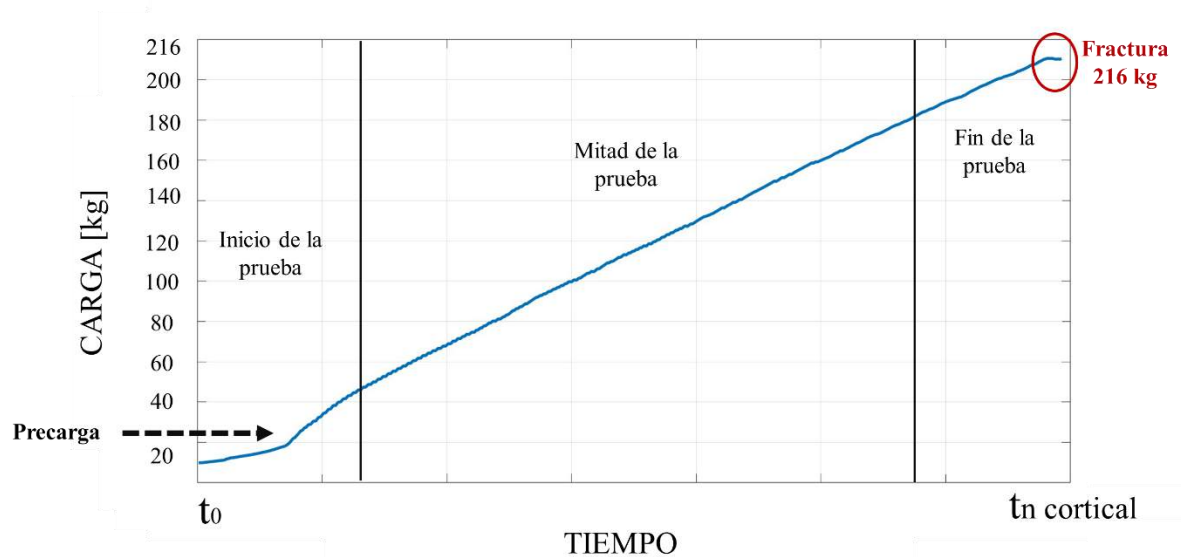


Figura 35. Gráfica de carga promedio de compresión de hueso cortical

Una vez determinada la carga a la cual se fractura el hueso cortical, se realizaron diferentes probetas de material compuesto en forma de prisma con dimensiones de 5x5x30 mm como se explicó en la sección 3.3.2. Se utilizó PMMA como matriz del material compuesto y partículas de cobre como refuerzo. Se experimentó con diversas concentraciones de partículas de cobre como refuerzo para medir la carga a la cual se llega a la fractura. Para realizar las pruebas mecánicas de compresión en las probetas de material compuesto se siguió el mismo procedimiento que se llevó a cabo en el hueso cortical, con la excepción del paso 2 dado que las probetas de PMMA, fabricadas de acuerdo con la sección 3.3.2 no necesitan ser conservadas en agua salina por ser un material inorgánico.

En la siguiente figura, se muestra una probeta de material compuesto en una prueba mecánica de compresión (figura 36a) y cuando es iluminada (figura 36b). Así como la probeta de material compuesto en donde se llegó al punto de fractura en la parte central, figura 36c.

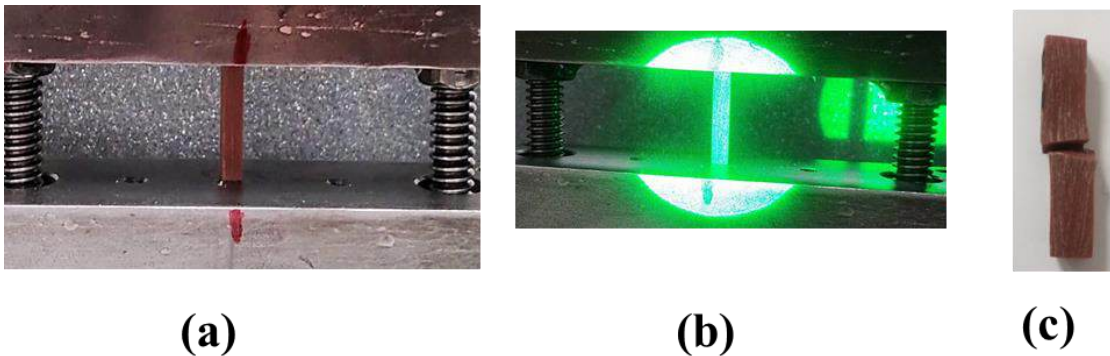


Figura 36. Prueba mecánica de compresión en material compuesto
(a) Colocación de la probeta en el centro de las crucetas, (b) inicio de prueba de compresión con láser iluminando, (c) fin de la prueba, probeta llevada a la fractura.

Se comenzó por fabricar probetas de PMMA (5x5x30mm) con concentración de 1% de cobre (Cu) como refuerzo, obteniendo que la carga a la fractura fue de 95 kg estando muy por debajo de los 216 kg que soporta el hueso cortical en compresión. Es por lo anterior que se aumenta la concentración de cobre de manera gradual (del 10%) hasta llegar al 60%. A continuación, en la tabla 5 se muestran las diferentes concentraciones de cobre obtenidas y el valor de carga en donde se llegó a la fractura.

Tabla 5. Concentración de cobre (refuerzo) en PMMA (matriz) y su valor de carga en la fractura en probetas de 5x5x30mm.

Concentración de cobre	1%	10%	20%	30%	50%	60%
Carga en que se llegó a la fractura (kg fuerza)	95	100	170	160	130	100

De la tabla 5 se puede observar que la concentración de cobre que brinda mayor resistencia a la fractura es la de 20 % por lo cual se seleccionó esa concentración para las siguientes pruebas. Cabe mencionar que se probó también con valores del 15, 25 y 40% de cobre, sin embargo, ninguna de estas concentraciones presentó una resistencia a la fractura mayor de la que se obtuvo con el 20%. Partiendo del hecho de que las probetas de material compuesto de 20% de cobre y 20% de PMMA con dimensiones de 5x5x30 mm resisten 170 kilogramos fuerza en pruebas de compresión y que, probetas de las mismas dimensiones hechas de hueso cortical resisten 216 kilogramos fuerza, se propuso con aumentar la base de las probetas para que fuera mayor la cantidad el material en la probeta buscando una mayor resistencia a la fractura. De acuerdo con lo anterior, se fabricaron las siguientes probetas que se muestran en la tabla 6.

Tabla 6. Modificación en las dimensiones de las probetas de materia compuesto (20 %Cu, 80%PMMA)

Dimensiones de probeta	5.4x5.4x30mm	5.5x5.5x30mm	6x6x30mm
Carga en que se llegó a la fractura (kg fuerza)	206	226	267

De la tabla 6 se observa que las probetas de 20%Cu con 80%PMMA y de dimensiones 5.5x5.5x30 mm presentan un comportamiento mecánico similar al de hueso cortical en pruebas de compresión. La gráfica de carga promedio para el material compuesto (20%Cu, 80%PMMA) en las pruebas de compresión se muestra en la figura 37 en donde la gráfica se divide en las mismas 3 secciones.

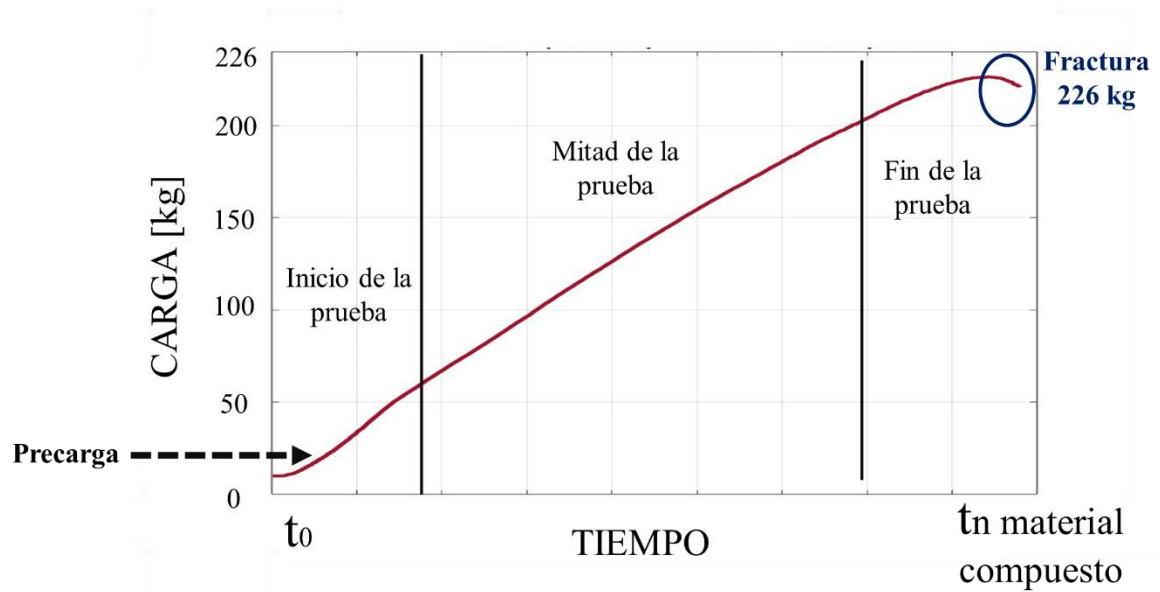


Figura 37. Gráfica de carga promedio de compresión en material compuesto (20% Cu, 80% PMMA).

4.1.2 Fase óptica


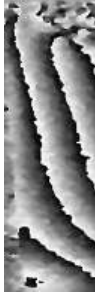
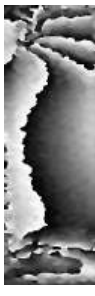



Una vez que se llevaron a cabo las pruebas mecánicas y tomando en cuenta que dichas pruebas mecánicas fueron monitoreadas con la técnica óptica DHI, se presentan a continuación las fases ópticas recuperadas en las pruebas de compresión. Las fases ópticas envueltas que se muestran en la tabla 7 corresponden al comportamiento promedio que se presentó en las siguientes etapas de la prueba: inicio, mitad y final.

Esta información puede describir la deformación superficial presente en las probetas para cada etapa de la prueba. Para el caso de la probeta de hueso cortical, al inicio de la prueba presenta una flexión (bending) hacia adelante, posteriormente presenta torsión en la parte superior e inferior de la probeta y, por último, las franjas verticales indican la ruptura del material como se puede observar en la figura 33c.

Por otro lado, la probeta de material compuesto al inicio de la prueba muestra franjas horizontales, lo que indica la compresión del objeto de forma homogénea por parte de las crucetas de la máquina universal.

Posteriormente, se presenta torsión en la parte superior e inferior de la probeta y en la etapa final de la prueba el esfuerzo en la probeta se acumula en la parte inferior, superior y media. Siendo que el material termina fracturándose en la parte media de la probeta como se observa en la figura 35c.

Tabla 7. Fase óptica envuelta de probetas de hueso cortical y material compuesto en pruebas de compresión.

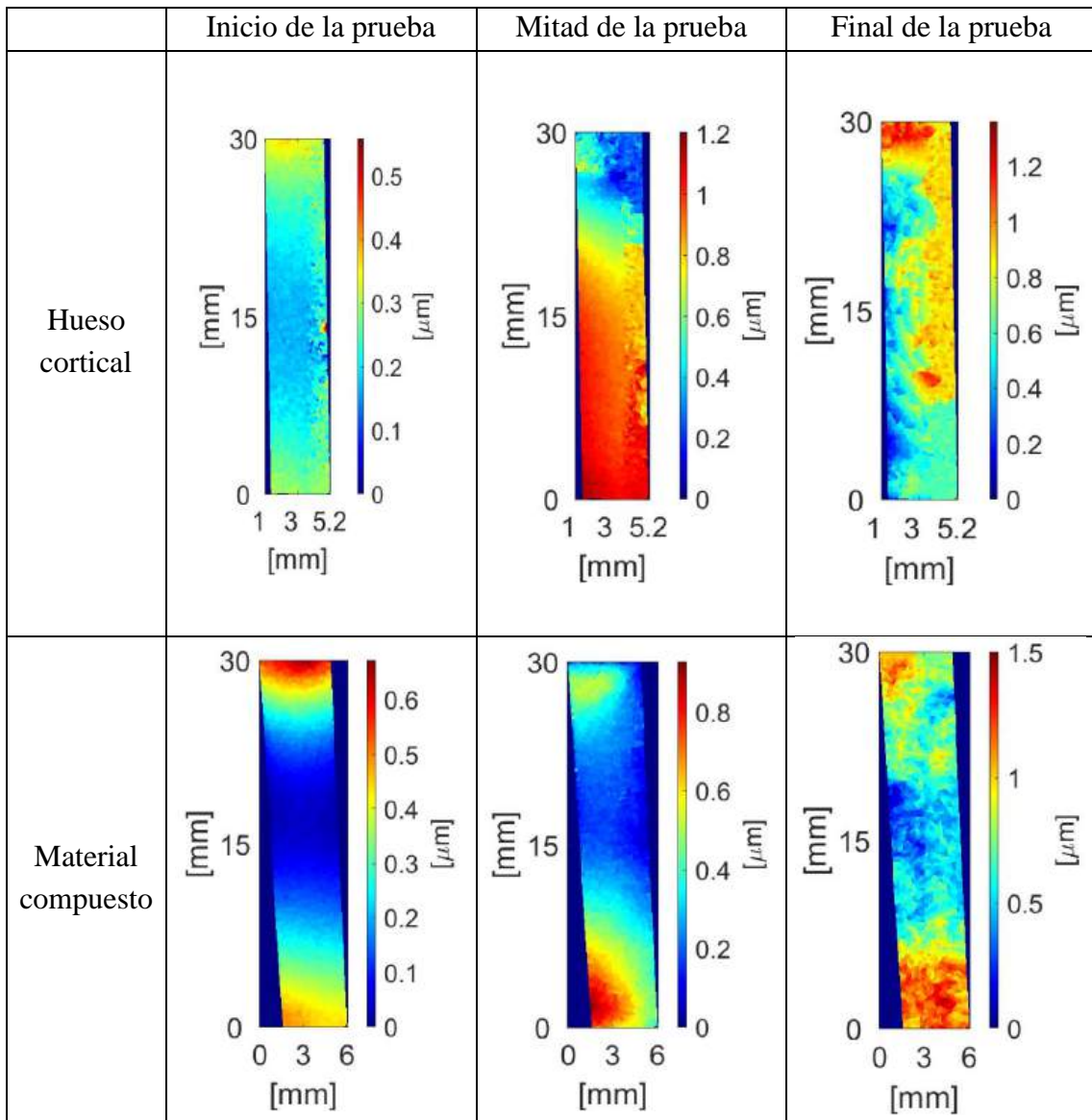
	Inicio de la prueba	Mitad de la prueba	Final de la prueba
Hueso cortical			
Material compuesto			

4.1.3 Desplazamiento

Con la fase óptica envuelta se procedió a calcular el mapa de desplazamiento de acuerdo con lo detallado en la sección 2.2.4.5 y la ecuación (14). En la tabla 8 se presenta el desplazamiento relativo (expresado en micrones) de los mapas observados en la tabla 7. En donde la diferencia de carga presente en cada mapa de desplazamiento es de 1.5 kg fuerza. En esta tabla se resume el comportamiento de la deformación al inicio de la prueba, mitad de la prueba y final de la prueba.

Cabe señalar que el proceso de desenvolvimiento indica una alta variación superficial durante las pruebas, lo que se observa con zonas discontinuas. Esto se observa en las muestras con la presencia de microfrazas superficiales.

Tabla 8. Mapa de deformación en probetas de hueso cortical y material compuesto en compresión.



4.2 Tensión

4.2.1 Punto de fractura

En el caso de la prueba mecánica de tensión que se llevó a cabo en la maquina universal, las probetas de hueso cortical y material compuesto fueron manufacturadas como se mostró en la figura 27c y 30a. Dado que primero se culminó con las pruebas de compresión, una vez terminadas dichas pruebas se procedieron a montar las mordazas en las crucetas de la máquina de tensión para poder sostener las probetas en la generación de la tracción. La máquina de ensayo con las mordazas instaladas se presente en la figura 38.

La metodología que se llevó a cabo para realizar las pruebas de tensión se detalla a continuación:

1. Prender el láser y la computadora que se encuentran en el arreglo experimental detallado en la sección 3.4, figura 31.
2. Retirar las probetas de hueso cortical de la solución salina. Dejando secarlas por 10 minutos para eliminar el exceso de humedad (Nota, para las probetas de material compuesto este paso no aplica).
3. Colocar la probeta en el centro de la mordaza inferior y apretarla hasta el punto de que se encuentre sujeta firmemente sin fracturarla.
4. Bajar la cruceta superior para que la mordaza superior pueda sujetar la parte superior de la probeta. Apretar la mordaza superior firmemente para asegurar que la probeta no se resbalará durante la prueba de tensión. Cabe mencionar que las mordazas sujetan hasta un centímetro de la parte superior e inferior de la probeta de tensión.
5. Precargar la maquina universal a 10 kilogramos fuerza en tensión para evitar movimientos.
6. Comenzar con la prueba de tensión, se establece una delta de carga de 0.5 kg ya que es el valor mínimo de tracción.
7. Registro de la carga (se guarda un archivo) y grabación de hologramas.
8. Cuando la probeta se fractura, la celda de carga llega a un valor de 0kg fuerza dado que no hay fuerza de tensión sobre el sistema.
9. Fin de la prueba, se guardan en una carpeta los archivos: carga aplicada, los hologramas y la gráfica de carga de la prueba.

En la figura 38 se muestra una probeta de hueso cortical en prueba de tensión. En la figura 38a se observa la probeta sujeta por las mordazas, en la figura 38b se inicia la prueba con el láser iluminando y en la figura 38c se llega al fin de la prueba ya que la probeta llegó a la fractura.

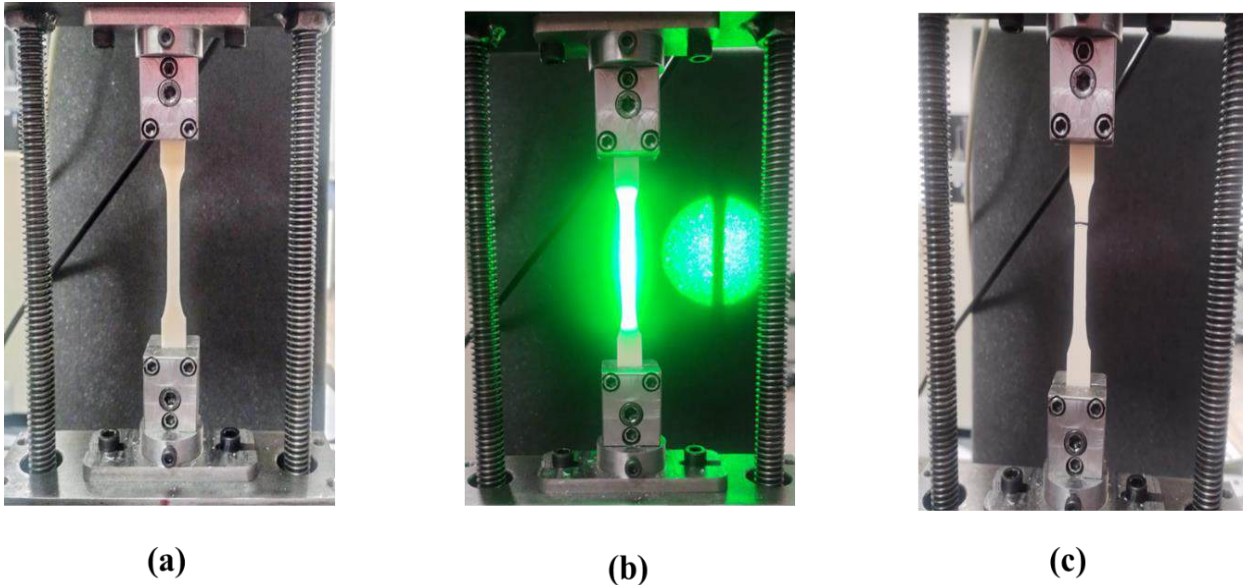


Figura 38. Prueba mecánica de tensión en hueso cortical, (a) colocación de la probeta en las mordazas, (b) inicio de prueba de tensión con láser encendido, (c) fin de la prueba de tensión con la probeta fracturada.

Después de realizar la metodología explicada previamente en las probetas de hueso cortical con las dimensiones explicadas en la figura 27c, se registró que la carga soportada en tensión por las probetas de hueso cortical es de 78 kg fuerza con una desviación estándar de 1.5 kg fuerza.

La grafica que representa el comportamiento promedio del hueso cortical en pruebas de tensión se muestra en la figura 39.

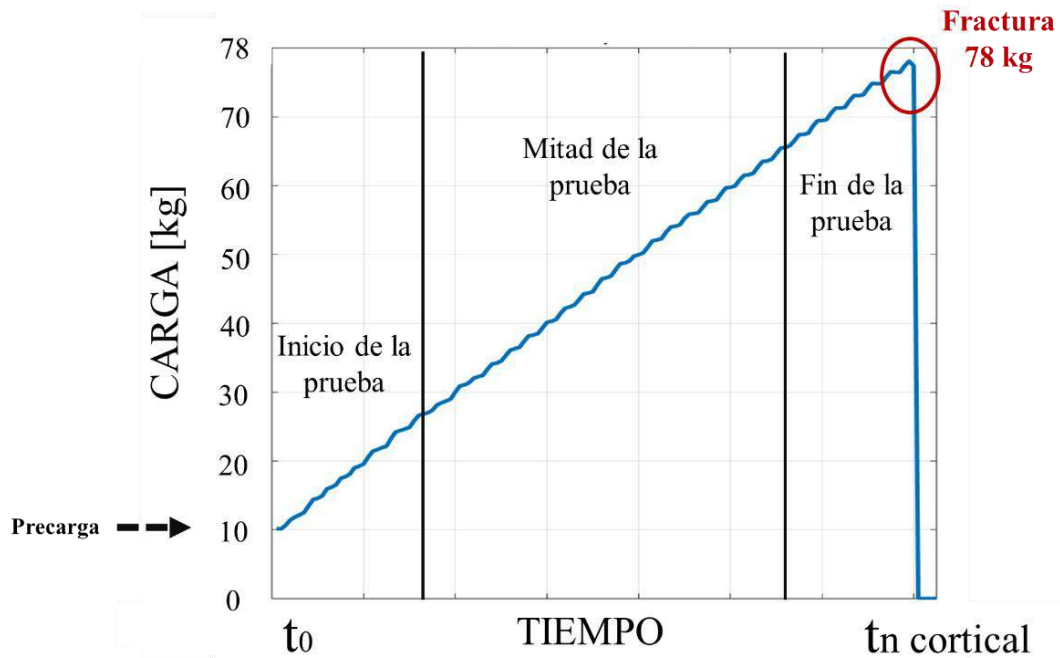


Figura 39. Gráfica de carga promedio para tensión en hueso cortical.

Conociendo que las probetas de hueso cortical en pruebas de tensión presentan la fractura a los 78 kg. Se realizaron diferentes probetas de material compuesto con la misma geometría que las probetas de hueso cortical, pero con 3 mm de espesor. Se experimentó con diferente concentración de partículas de cobre como refuerzo de la matriz de PMMA para medir la carga a la cual llegan a la fractura en pruebas de tensión.

La metodología que se siguió para las pruebas mecánicas de tensión en material compuesto es la misma que se explicó anteriormente en este apartado.

En la figura 40 se muestra una probeta de material compuesto en la prueba mecánica de tensión.

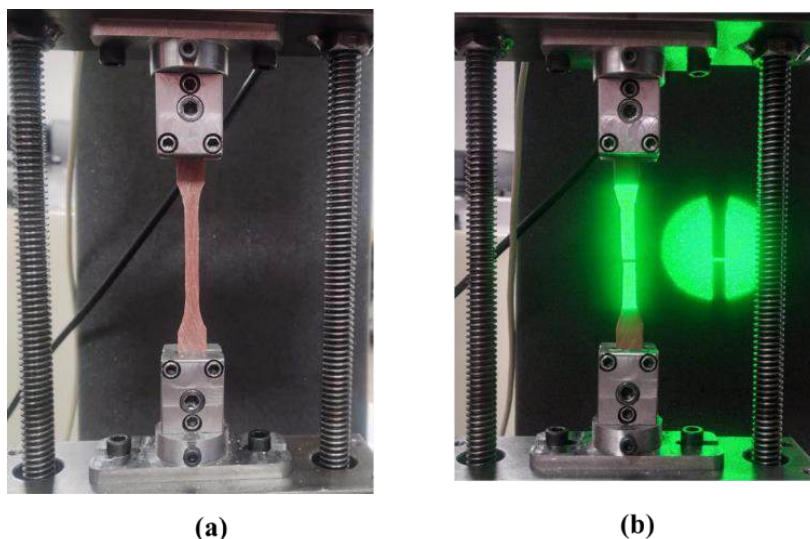


Figura 40. Prueba mecánica de tensión en material compuesto, (a) probeta de tensión sujeta por mordazas previo al inicio de la prueba, (b) fin de la prueba, probeta de tensión fracturada.

Las probetas de material compuesto que se fabricaron para llegar a una respuesta mecánica en tensión similar a la de hueso cortical fueron de las siguientes concentraciones de cobre: 10, 20 y 30%. En la tabla 9 se muestra la variación en la fuerza fractura del material compuesto según la concentración de cobre presente.

Tabla 9. Concentración de cobre en PMMA y su fuerza en tensión para llegar a la fractura en probetas de tensión de 3 mm de espesor.

Concentración de cobre	10%	20%	30%
Fuerza en tensión para fractura (kg fuerza)	58.5	50	45

De la tabla 9 se observa que la concentración de mayor carga para las probetas de tensión fue de 10% de cobre ya que en esta concentración la fuerza de fractura fue de 58.5 kg siendo la mayor de las 3 concentraciones probadas. Debido a que las probetas de hueso cortical tienen una fuerza de fractura de 78 kg se propuso aumentar el espesor de las probetas de tensión del material compuesto con 10% de cobre. Los espesores propuestos fueron de 4 y 5mm obteniendo los siguientes resultados.

Tabla 10. Modificación en el espesor de las probetas de material compuesto (10%Cu, 90%PMMA)

Espesor de la probeta	4 mm	5 mm
Fuerza de tensión en que se llegó a la fractura (kg fuerza)	68.5	83.3

De la tabla 10 se observa que las probetas con 10% de cobre y 90% PMMA con un espesor de 5 mm presentan un comportamiento mecánico similar en pruebas de tensión con respecto a los valores obtenidos en hueso cortical. La gráfica de carga de dichas probetas de material compuesto se muestra en la figura 41 en donde se observa el inicio de prueba, mitad de la prueba y final de la prueba (fractura de la probeta).

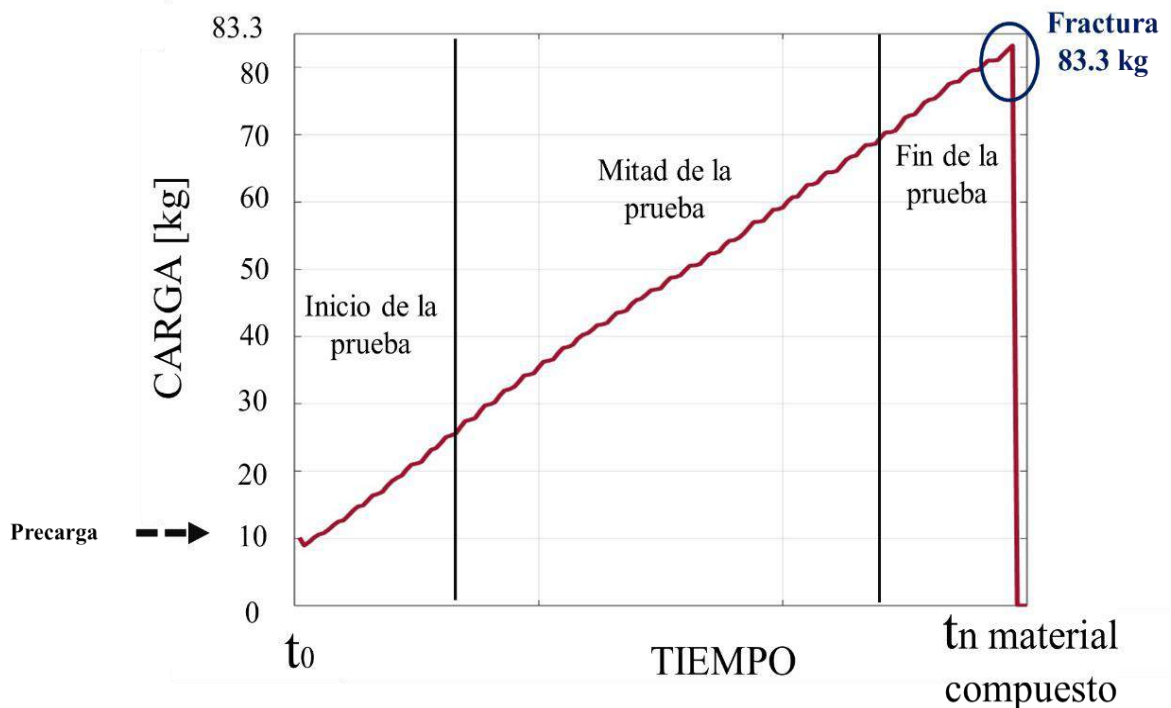


Figura 41. Gráfica de carga para prueba de tensión en material compuesto (10% cobre, 90% PMMA).

4.2.2 Fase óptica







En el apartado anterior se explicó cuál es la concentración de cobre y PMMA que presenta una respuesta mecánica en tensión comparable a la del hueso cortical en tensión con respecto a la fuerza necesaria para llegar a la ruptura del material.

Debido a que las pruebas mecánicas de tensión también fueron monitoreadas con la técnica óptica no destructiva DHI, en la tabla 11 se presenta la fase óptica recuperada en las pruebas de tensión. La fase óptica que se presenta es la que representa el comportamiento de las probetas en las tres etapas de la prueba: inicio, mitad y final. De acuerdo con el comportamiento de las franjas presentes en la fase óptica se puede describir la deformación superficial en las probetas que fueron sometidas a la tensión.

Para caso del hueso cortical se puede observar que al inicio de la prueba las franjas son casi horizontales, indicando una tensión generada por la máquina universal casi lineal y simétrica, además se observa que hay mayor número de franjas en la parte superior de la probeta, con una deformación de torsión hacia delante. Mientras que, en la mitad de la prueba, la probeta de hueso cortical presenta concentración del esfuerzo en el lado izquierdo de la probeta. Por último, el esfuerzo se concentra en la parte inferior de la probeta por estar próximo al momento de la fractura del material.

Mientras que, para la probeta de material compuesto, durante el inicio de la prueba se observa una torsión hacia al frente con franjas de deformación horizontales casi simétricas. En la mitad de la prueba se observa mayor cantidad de franjas en la parte superior de la probeta con una concentración de esfuerzos en la parte media de la misma. Por último, en la fase final de la prueba el material compuesto presenta dos tipos de comportamientos, en la parte superior se observan franjas horizontales y en medio de la probeta se observa la concentración de esfuerzo en los patrones circulares. Los patrones circulares en medio de la probeta se localizan en donde se genera la fractura del material compuesto que es la parte media de la probeta como se puede observar en la figura 40b.

Tabla 11. Fase óptica envuelta de probetas de hueso cortical y material compuesto en pruebas de tensión.

	Inicio de la prueba	Mitad de la prueba	Final de la prueba
Hueso cortical			
Material compuesto			

4.2.3 Desplazamiento

Para finalizar la comparación mecánica entre hueso cortical y material compuesto en pruebas de tensión, a partir de la fase óptica se determinó la deformación superficial de las probetas. El cálculo del desplazamiento se realizó de acuerdo con lo especificado en la sección 2.2.4.5 y la ecuación (14), tal y como realizó previamente en la prueba de compresión. En la tabla 12 se presenta el desplazamiento relativo expresado en micrones, en diferentes momentos de la prueba de tensión. Cabe mencionar que la diferencia de carga utilizada para medir el desplazamiento es de 1.5 kg fuerza, igual que en las pruebas de compresión.

Tabla 12. Mapa de deformación en probetas de hueso cortical y material compuesto en pruebas de tensión.

	Inicio de la prueba	Mitad de la prueba	Final de la prueba
Hueso cortical			
Material compuesto			

5.

Conclusiones y Recomendaciones

5.1 Discusiones

Después de analizar la respuesta mecánica en tensión y compresión de diferentes combinaciones de micropartículas de cobre (refuerzo) con PMMA (matriz) y realizar la comparación de dichas respuestas contra la respuesta del hueso cortical, es posible mencionar lo siguiente:

- El material compuesto de 20% cobre y 80 % PMMA en probetas de 5.5x5.5x30 mm presenta una respuesta mecánica en compresión comparable al hueso cortical en probetas de 5x5x30 mm
- El material compuesto de 10% cobre y 90 % PMMA en probetas de tensión de 5mm de espesor presenta una respuesta mecánica comparable al hueso cortical en probetas de tensión de 1.5 mm de espesor.

De acuerdo con los resultados obtenidos se plantea que puede existir una combinación entre la relación de micropartículas de cobre y PMMA con un espesor determinado que presente una respuesta mecánica similar a la del hueso cortical tanto en pruebas de tensión como en pruebas de compresión. Para llegar a la combinación de un material compuesto de cobre y PMMA es necesario probar combinaciones de concentraciones de cobre entre el 10 y 20% ya que fueron las concentraciones que

presentaron mayor resistencia a tensión y compresión respectivamente, además de probar mayores opciones de espesor.

Además, se propone adicionar de fibras como refuerzo para aumentar la fuerza que resiste el material compuesto en pruebas mecánicas de tensión.

Es importante señalar que en el presente trabajo se llegó a concluir la prueba de principio en donde se demuestra que la maquina universal de ensayos desarrollada es capaz de ejercer una carga de manera lineal además de encontrar la mejor relación de PMMA y partículas de cobre en pruebas de compresión y tensión. Encontrando así el composite que se comporta como hueso en compresión y tensión de manera separada.

5.2 Conclusiones

Se describió el diseño, desarrollo y puesta en marcha de una maquina universal de ensayos con capacidad de ejercer compresión y tensión de manera controlada para pruebas ópticas no destructivas. Su uso permitió llevar a cabo pruebas mecánicas en hueso cortical y material compuesto con el fin de poder hacer una comparación mecánica. La técnica óptica de DHI permitió analizar en campo completo las deformaciones superficiales de los objetos bajo estudio.

El proyecto de este trabajo de tesis fue amplio y abarcó el desarrollo de un sistema mecatrónico de tensión-compresión, la preparación y selección de muestras además del procesamiento óptico de datos. El uso de hueso cortical bovino permite proyectar las condiciones y parámetros que se observarían en otro tipo de muestra ósea, con la facilidad de su manipulación.

El control PID empleado para los dos parámetros principales de la máquina de ensayos permiten monitorear las pruebas de compresión y tensión en tiempo real para una entrega de carga lineal. Las dimensiones y peso de esta máquina la hacen útil en entornos de laboratorio o industria en donde el espacio de trabajo puede ser restringido. En el caso especial de laboratorios de óptica, se comprobó que puede ser montada en una mesa óptica flotada para llevar a cabo pruebas mecánicas que puedan ser monitoreadas por una variedad de técnicas ópticas.

De la comparativa entre las probetas biológicas y las de material compuesto, se pudo observar que, para la prueba de compresión, la combinación del material compuesto PMMA/Cu que presenta una respuesta mecánica similar a la de hueso cortical porcino es 80% PMMA y 20% Cu. Esto representa un avance en la determinación de parámetros de concentración y dimensiones proporcionales que pueden ser empleadas en futuras aplicaciones de prótesis. El caso de las dimensiones es de interés, ya que una probeta de hueso cortical de 5x5x30mm soporta una compresión de 226 kg de fuerza antes de fracturarse, mientras que la de composite necesita aumentar sus dimensiones a 5.5x5.5x30mm para poder igualarla.

En el caso de la prueba de tensión, estas dimensiones se ven más contrastadas, ya que una probeta de hueso con un grosor de 1.5 mm, necesita ser comparada con una de composite con un espesor de 5mm. Esto da pie a un análisis en el que se podría llegar a un punto de equilibrio en el que la concentración de Cu, este entre 10 y 20%, y solo modificando las dimensiones de la probeta se tuviera una probeta que cumpla con ambas deformaciones mecánicas, similar al hueso. De los resultados de esta prueba de principio se identifica la necesidad de poder comparar nuevos composites, que podrían estar reforzados con fibra, pero manteniendo el enfoque de bajo costo. Esto último, podría brindar una base para continuar con el estudio de este tipo de materiales y su posible aplicación en prótesis de extremidades inferiores que necesiten soportar esfuerzos de compresión, tensión, entre otros.

5.3 Recomendaciones

La máquina universal de ensayos desarrollada permitirá realizar pruebas mecánicas de tensión y compresión a una amplia variedad de materiales, por ejemplo, en el área de alimentos, construcción, bio-ingeniería, entre otros.

Se recomienda la fabricación de una placa de circuito impreso en la maquina universal de ensayos para mejorar la organización y conexión de los componentes electrónicos.

Para mejorar la sensibilidad de la maquina universal de ensayos, y que pueda ser aplicada en el estudio de materiales en el área de alimentos se propone remplazar la celda actual que tiene una capacidad de 300 kg fuerza por una celda con menor capacidad, p.e., 50 kg fuerza, pero que permita tener una mayor resolución para estos materiales que no necesitan más de 100 kg fuerza en su ensayo.

En el apartado de la técnica óptica, esta se puede complementar con otra, como, por ejemplo, tomografía de coherencia óptica para el estudio de la deformación interna de diferentes materiales.

Para extender el estudio de los materiales compuestos y su comparación con el hueso cortical, se propone utilizar diferentes tipos de materiales de refuerzo como lo pueden ser cobre en microesferas, fibras, etc. para ampliar el estudio de los materiales compuestos que puedan ser aplicados a prótesis.

6.

Referencias

1. Ali, U., Karim, K. J. Bt. A., & Buang, N. A. (2015). A Review of the Properties and Applications of Poly (Methyl Methacrylate) (PMMA). *Polymer Reviews*, 55(4), 678–705. <https://doi.org/10.1080/15583724.2015.1031377>
2. Approach, P., et al. (1999). Testing machines and strain sensors.
3. Arias, M., & Vanegas, L. (2004). Falla de los materiales compuestos laminados. *Scientia Et Technica*, 10(25), 113-118.
4. ASTM International. (2014). ASTM D638-14: Standard test method for tensile properties of plastics. ASTM International. <https://doi.org/10.1520/D0638-14>
5. ASTM International. (2015). ASTM D695-15: Standard test method for compressive properties of rigid plastics. ASTM International. <https://doi.org/10.1520/D0695-15>
6. Beléndez, A. (2009). Holografía: ciencia, arte y tecnología. *Revista Brasileira de Ensino de Física*, 31(1). <https://doi.org/10.1590/S1806-11172009000100011>
7. Briones, M. (2017). Estudio de birrefringencia en córnea y de homogeneidad 3D en materiales compuestos utilizando OCT espectral (Tesis de doctorado). CIO.
8. C., & Ralls, W. (1977). Introduction to materials science and engineering. Taipei: Eurasia.
9. Centro de Investigaciones en Óptica, AC. (2022). Pruebas ópticas no destructivas.
10. De la Torre, I. M., Montes, M. D. S. H., Flores-Moreno, J. M., & Santoyo, F. M. (2016). Laser speckle based digital optical methods in structural mechanics: A review. *Optics and Lasers in Engineering*, 87, 32-58.

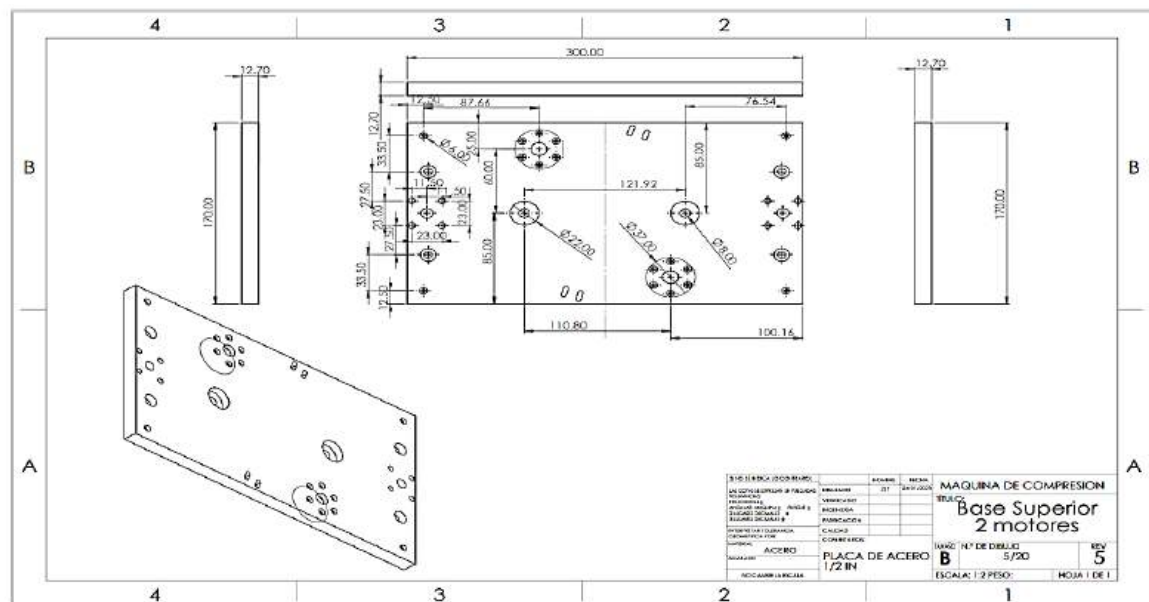
11. Dunlop, J., & Fratzl, P. (2010). Biological composites. *Annual Review of Material Research*, 40(1).
12. Ethier, C. R., & Simmons, C. A. (2007). *Introductory biomechanics*. Cambridge Texts in Biomedical Engineering. New York, NY: Cambridge University Press.
13. Flores, E., et al. (2019). Compuestos poliméricos y sus aplicaciones. *CienciaCierta*, (59). ISSN: 2683-1848.
14. Fung, Y. C. (1993). *Biomechanics: Mechanical properties of living tissues*. New York, NY: Springer-Verlag.
15. Giesfielt, K., et al. (2003). Studies of the optical properties of metal-pliant polymer composite materials. *Applied Spectroscopy*, 57(11), 1346–1352. <https://doi.org/10.1366/000370203322554491>
16. González, M. (2017). *Análisis de fractura en ensayos de compresión para materiales compuestos utilizando pruebas ópticas no destructivas (Tesis de maestría)*. CIO.
17. Goodman, J. (1968). *Introduction to Fourier optics*. McGraw-Hill.
18. Guzmán-Valdivia, (2024). "Studies of Hydrodynamic with T-DHI and bone mechanical integrity using DHI and FD-OCT". *Tesis de Doctorado en Ciencias (Óptica)*. Centro de Investigaciones en Óptica, A.C. Aguascalientes, Aguascalientes, México. 86 páginas.
19. Hernández, M., et al. (2012). Tendencias en el desarrollo de matrices compuestas para reparación ósea. *Cuba Salud 2012*, 3-7. La Habana, Cuba. ISBN 978-959-212-811-8.
20. Hull, D., & Clyde, T. (1996). *An introduction to composite materials*. Cambridge University Press.
21. Jones, R., & Wykes, C. (1983). *Holographic and speckle interferometry*. Cambridge University Press.
22. Kreis, T. (2005). *Handbook of holographic interferometry: Optical and digital methods*. Weinheim: Wiley-VCH.
23. Loreley, A. (2014). Estudio morfológico y mecánico de un composite de α -fosfato tricálcico/acrilamida obtenida por impresión 3D. 2do Congreso Virtual de Ciencias Morfológicas, 1- Alanís, R. J., et al. (2016). Synthesis of micro and nano-sized hydroxyapatite fibers through the microwave assisted hydrothermal method. *Journal of Nanoscience and Nanotechnology*, 16(7), 7557-7566.
24. Lozano, N. (2013). *Estudio de tejido del sistema integumentario usando interferometría holográfica digital (Tesis de maestría)*. CIO.
25. Martín, N., Mouret, N., & Davies, P. (2013). Influence of the degree of retting of flax fibers on the tensile properties of single fibers and short fiber/polypropylene composites. *Industrial Crops and Products*, 49.

26. Mendoza, F. (2003). Pruebas ópticas no destructivas. *Ciencia*, 54(4), octubre-diciembre. Academia Mexicana de Ciencias.
27. Moral, A., & Noriega, M. (2007, junio). Materiales de última generación y materiales eficientes. *Etsag*.
28. Moreno, D. (2019). El impacto social de la investigación y desarrollo tecnológico de la Metrología Óptica.
29. Núñez, C. (2011). Volumen 2: Ensayos mecánicos. Ensayos no destructivos. Universitat de Barcelona.
30. Piña, M. (2010). ¿Qué es el hueso y cómo podemos sustituirlo? Instituto de Investigaciones en Materiales. UNAM.
31. Sánchez, A. (2014). Estudio de la respuesta mecánica de tejido óseo bovino usando interferometría holográfica digital 3D simultaneo. (Tesis de doctorado). CIO.
32. Shackelford, J. F. (2016). *Introduction to materials science for engineers*. Harlow, Essex: Pearson Education Limited.
33. Shoulders, M. D., & Raines, R. T. (2009). Collagen structure and stability. *Annual review of biochemistry*, 78, 929–958. <https://doi.org/10.1146/annurev.biochem.77.032207.120833>
34. Stupengo, F. (2011). Materiales compuestos. Instituto Nacional de Educación Tecnológica, pp. 13-14.
35. Tavera, C. G. (2019). Study of Surface Mechanical Parameters on Composite Biological Structures by using Non-Destructive Optical Tests. (Tesis de doctorado). CIO.
36. Uribe, J. (2017). Prototipo de una máquina de ensayo en compresión para el estudio mecánico de probetas por medio de interferometría holográfica digital. (Tesis de maestría). CIO.
37. Virk, A. S., Hall, W., & Summerscales, J. (2012). Modulus and strength prediction for natural fibre composites. *Materials Science and Technology*, 28(7).

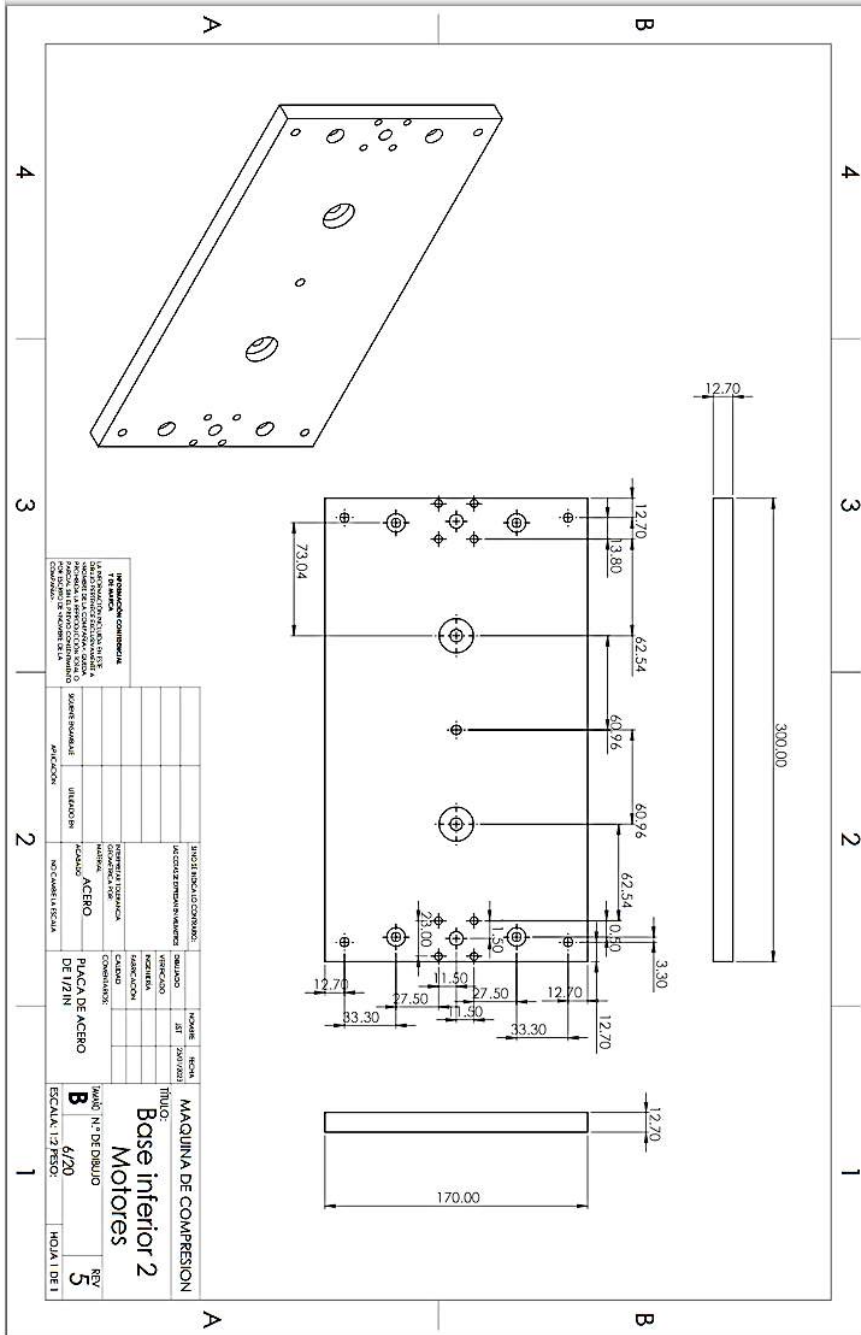
Apéndice A

Planos de piezas manufacturadas para la máquina universal de ensayos.

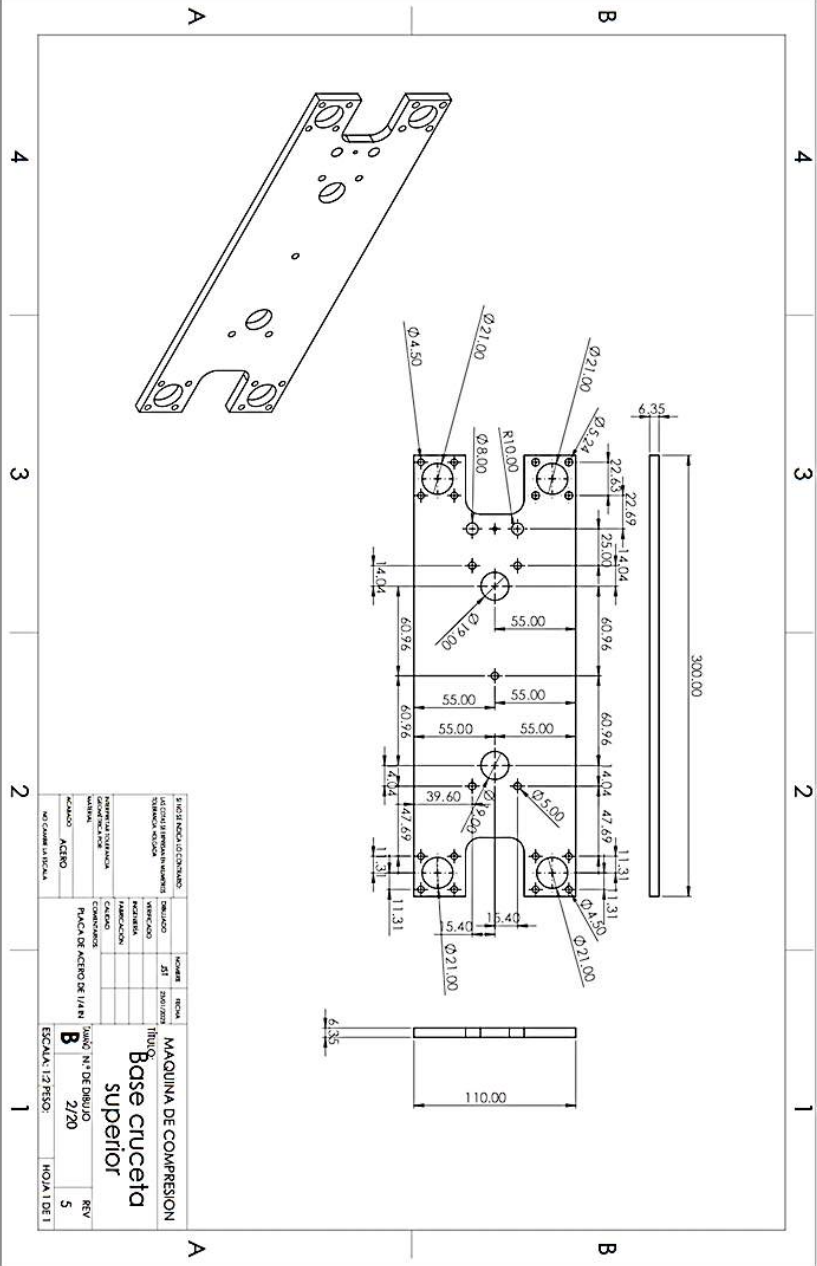
Base superior



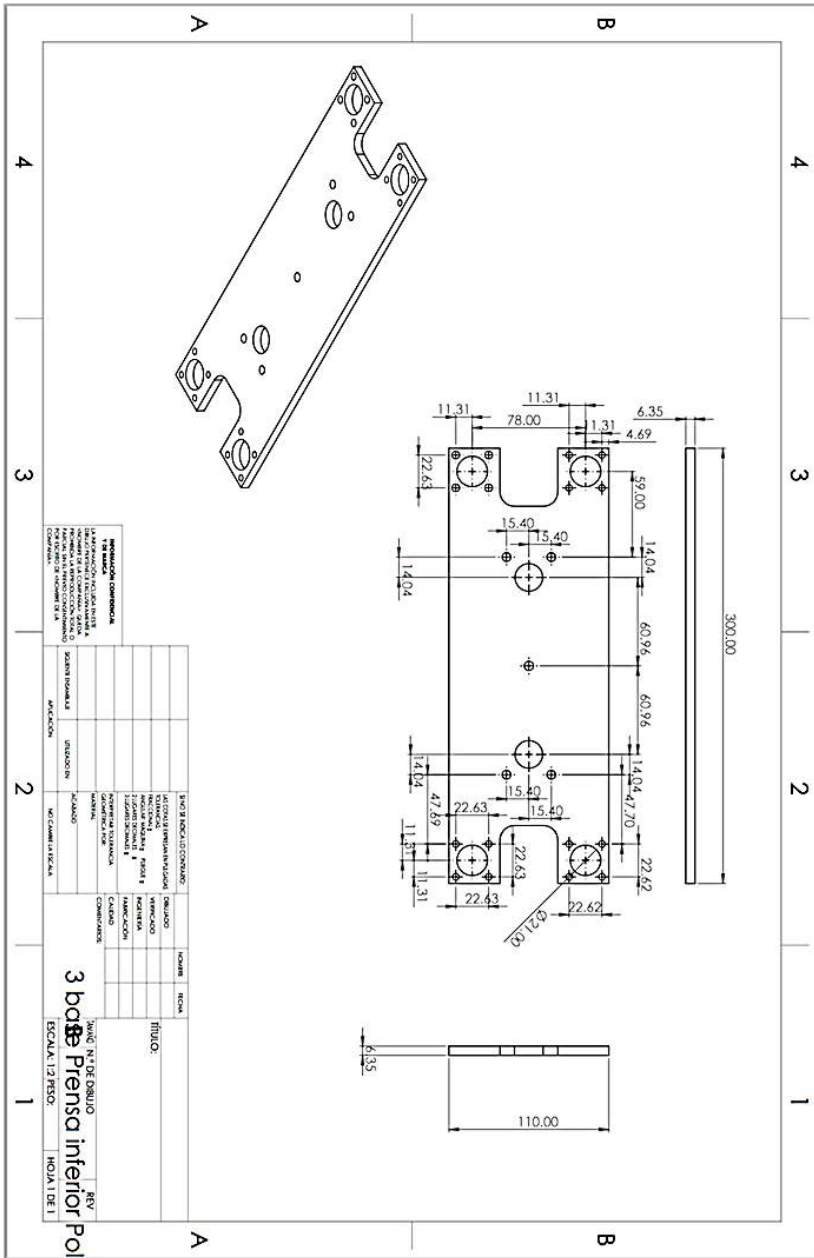
Base inferior



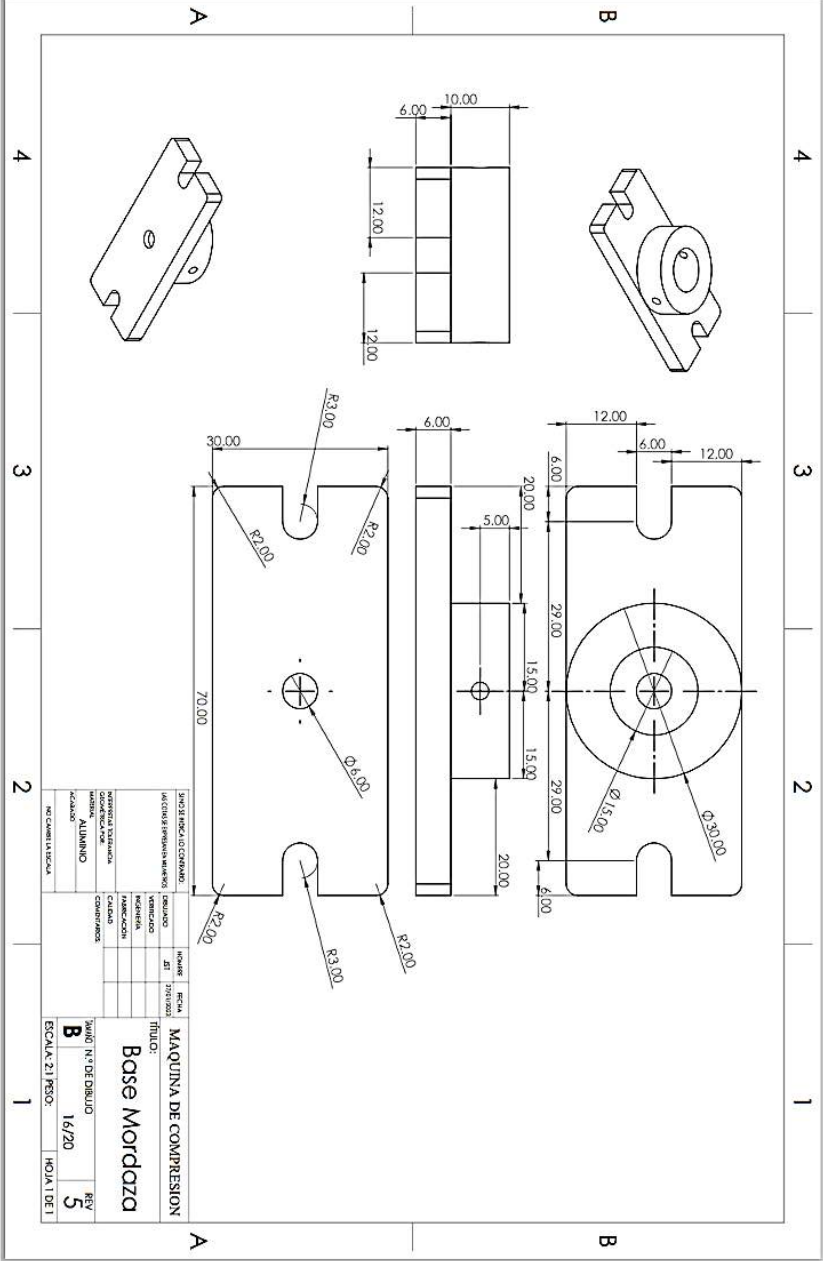
Base cruceta superior



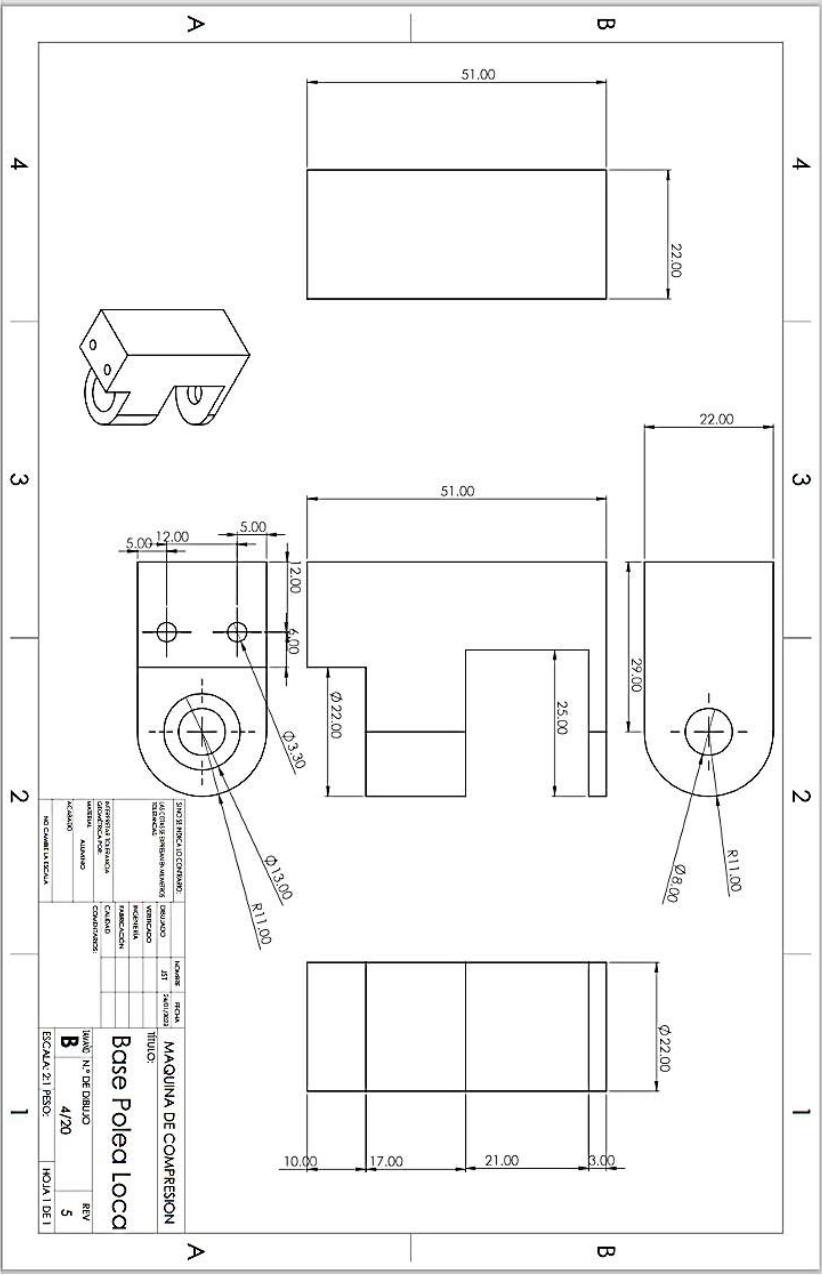
Base cruceta inferior



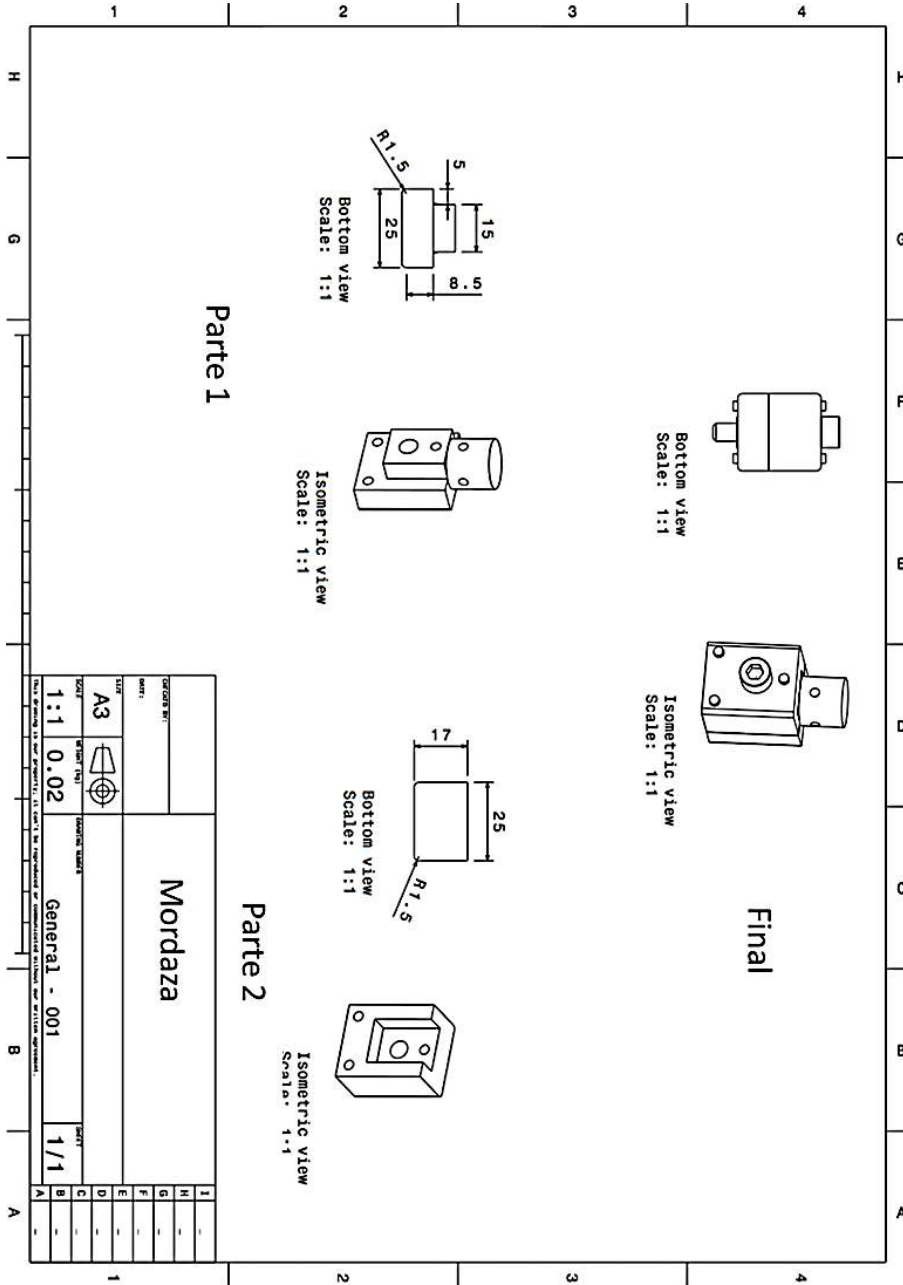
Base para mordaza



Base para polea



Mordazas



Apéndice B

Código en MATLAB para el funcionamiento de la maquina universal de ensayos

A continuación, se presenta el código realizado en MATLAB para el funcionamiento de la maquina universal en pruebas de tensión y compresión, así como la grabación de hologramas .

El programa utiliza un control PID para controlar el PWM y el valor del tiempo (τ). El código está organizado en funciones que cambian según el caso requerido. Las funciones permiten ingresar los parámetros del Arduino que se está utilizando, el tipo de prueba de ensayo que se realizará (tensión o compresión), permite habilitar la comunicación con el Arduino, iniciar la cámara y detectar algún problema de comunicación.

```
1 %%Control v11.1 PID y Tao Diferencial
2
3 %% Funciones
4 function colombiana(ID,parametros)
5     persistent tarj_arduino %Permite guardar la variable luego de ejecutar la funcion
6     persistent camara
7     switch(ID)
8     case 1
9         comandos_especiales(tarj_arduino,parametros)
10    case 2
11        fijar_carga(tarj_arduino,parametros(1));
12    case 3
13        prueba_ensayo(tarj_arduino,parametros(1),parametros(2),parametros(3),parametros(4),camara);
14    case 4
15        tarj_arduino=habilitar_comunicacion(parametros);
16    case 5
17        cerrar_comunicacion(tarj_arduino);
18    case 6
19        camara=iniciar_camara();
20    otherwise
21        disp('ID incorrecto');
22    end
23 end
24
```

Existen diferentes funciones. Donde la primera es la de prueba ensayo cuyos parámetros son el tipo de ensayo, delta de carga, precarga, carga máxima requerida y el objeto de video para la captura de imágenes.

```
24  
25 function prueba_ensayo(s,tipo_ensayo,delta_carga,pre_load,carga_maxima,video_obj)  
26     %Inicializar los vectores para los datos de la prueba; así evitar el error de  
27     %matlab
```

La función para leer la celda de carga se presenta a continuación en donde se lee la carga de carga por medio de comunicación serial con el Arduino pasando de un string de caracteres a valores numéricos.

```
142 function carga=leer_celda_carga(s)  
143     flush(s);  
144     comandos_especiales(s,11);  
145     carga_raw = str2double(readline(s));  
146     if carga_raw > 0  
147         carga_raw= carga_raw - 6.24;  
148     else  
149         carga_raw = carga_raw + 6.24;  
150     end  
151     carga=0.0548968153512703 + 1.01685953084127*(carga_raw);  
152 end  
153
```

En la función de fijar carga se fija la precarga que se requiere para el ensayo y la carga final a la que se llevará la prueba de tensión o compresión.

```

163 □ function fijar_carga(s,carga_final)
164     flush(s);
165 □ % mover_cruzetas(0,40,1);
166     % carga_actual=str2double(readline(s))-6.78;
167     carga_actual=leer_celda_carga(s);
168     if (carga_final - carga_actual) < 0
169         modo=0; %mover hacia arriba la cruzeta
170     else
171         modo=1; %mover hacia abajo la cruzeta
172     end
173     f_error=abs(abs(carga_final) - abs(carga_actual));
174     disp('Rutina de precarga');
175     disp(f_error);
176 □ while f_error > 0.5
177         if f_error > 2
178             mover_cruzetas(s,modo,100,20); %tension 20, compresión 10
179         else
180             mover_cruzetas(s,modo,55,20); %tension 20, compresion 40 pwm 5 tao
181         end
182
183         carga_raw = str2double(readline(s));
184         if carga_raw > 0
185             carga_raw= carga_raw - 6.24;
186         else
187             carga_raw = carga_raw + 6.24;
188         end
189         % carga_raw = (str2double(readline(s)) - 6.24);
190         carga_actual = 0.0548968153512703 + 1.01685953084127*(carga_raw);

```

La siguiente función es la que permite ajustar el valor del PWM del motor que estará dado por el control PID.

```

222 □ function comandos_especiales(s,param)
223     switch(param(1))
224         case 0 %Fijar velocidad
225             if param(2) > 40 && param(2) <100
226                 vel=num2str(param(2));
227                 fprintf(s, strcat('V,', vel));
228             else
229                 disp('Velocidad fuera del rango de operaci□n');
230             end
231         case 1 %Paro ambos motores
232             fprintf(s,'1');
233         case 2 %Ambos motores desplazan hacia arriba
234             fprintf(s,'2');
235         case 3 %Ambos motores desplazan hacia abajo
236             fprintf(s,'3');
237         case 4
238             fprintf(s,'4');
239             carga=str2double(readline(s)) - 6.24;
240             carga=0.0548968153512703 + 1.01685953084127*(carga);
241             disp(carga);
242         case 5 %Mover arriba motor 1
243             fprintf(s,'U');
244         case 6 %Mover abajo motor 1
245             fprintf(s,'D');

```

Mientras que la siguiente función ajusta el valor del τ

```
73 %Ley de control para Tao
74 %solo accion diferencial
75 % alfa_actual = 2*alfa_t1 - alfa_t2 + (beta/muestreo)*(error(cont+2)-2*error(cont+1)+error(cont));
76 %con accion proporcional y diferencial
77 alfa_actual=2*alfa_t1 - alfa_t2 + omega*(error(cont+2) - error(cont+1)) ...
78 + (beta/muestreo)*(error(cont+2)-2*error(cont+1)+error(cont));
79 tao_actual=alfa_actual*F_Referencia_tao(control_actual);
80
```

La siguiente función habilita la comunicación serial entre la PC y el Arduino de acuerdo con el COM que esté conectado el Arduino .

```
272 function P=habilitar_comunicacion(COM)
273     if ischar(COM) %Si COM es un vector de caracteres realiza la conexion
274         s = serialport(COM,9600); %escoger el com , se escuchan 4 beep cuando ya establec
275         pause(1); %necesario este pause para que se habiliten los motores
276         fprintf(s,'5'); %Activa el Enable del Hard ware , dos beep cuando ya estan habilitados
277         P=s;
278     else
279         disp('Parametro invalido');
280         P=[];
281     end
282 end
```

Para cerrar la comunicación serial con el Arduino se utiliza la siguiente función.

```
function cerrar_comunicacion(s)
    A = exist('s','var'); %Comprueba si la comunicación con el puerto fue abierta
    if A == 1
        % fclose(s);
        delete(s);
        clear s;
    else
        disp('Error, no existe el puerto serial');
    end
end
```


Apéndice C

Código en Arduino para el funcionamiento de la maquina universal de ensayos

En este apéndice se presenta el código realizado en Arduino para la puesta en marcha de la maquina universal. En este programa se ejecuta el movimiento de los motores de la maquina universal para que la cruceta superior ascienda generando tensión y descienda con el objetivo de comprimir, se define la velocidad del movimiento de los motores, se realiza la lectura de la celda de carga, también se definen las entradas analógicas y digitales, así como los límites físicos de la máquina.

A continuación, se presentan las secciones del código mencionadas previamente.

Definición de los pines de salida y entrada.

```

241 // -----
242 //                               Definición de Pines de Entrada/Salida
243 // -----
244 // SALIDAS PWM, Mega, pins PWM (2 - 13, 44 - 46), pins 4 and 13: 980 Hz, resto frec 490 Hz
245 // -----
246
247 #define L_PWM 7
248 #define R_PWM 6
249 // PWM Izquierdo y derecho de Motor 1
250
251 #define L_PWM_2 5
252 #define R_PWM_2 4
253 // PWM Izquierdo y derecho de Motor 2
254
255 // -----
256 // ENABLE MOTOR 1 Y MOTOR 2
257 // -----
258 // ENABLE Izquierdo y derecho de Motor 1
259 #define L_EN 8 //CCW
260 #define R_EN 9 //CW
261
262 // ENABLE Izquierdo y derecho de Motor 1
263 #define L_EN_2 10 //CCW
264 #define R_EN_2 11 //CW
265
266

```

Definición de las entradas analógicas y digitales

```

267 // -----
268 //                               Definición de ENTRADAS ANALOGICAS
269 // -----
270 // Definición de entradas Analógicas Celda de carga 300 Kg
271 #define LOADCELL_DOUT_PIN A4
272 #define LOADCELL_SCK_PIN A5
273
274 // Definición de clase de modulo HX711 para lectura de Celda de carga 300 Kg
275 HX711 hx711;
276
277 #define Lectura_A8 A8 // Funcion programada Lectura e corriente de operacion
278 | | | | | | | | | | | | // falta acondicionamiento de señal para
279
280 // -----
281 //                               Definición de ENTRADAS DIGITALES
282 // -----
283 // OPTOINTERRUPTORES ITR
284 // -----
285 //
286 //                               SALIDA          PIN          CAMBIO PIN
287 //                               TARJETA OPTOS    ARDUINO MEGA    ARDUINO MEGA
288 // HOME :                          1              3, INT 1        23
289 // ENCODER 2 :                       2              23              3, INT 1
290 // ENCODER 1 :                       3              22              2, INT 0
291 // LIMITE SUPERIOR :                 4              2, INT 0        22
292 // -----
293 #define HOME 22 // OPTO INTERRUPTOR ENTRADA,
294 #define ENCODER_2 3 // OPTO INTERRUPTOR ENTRADA INT 1
295 #define ENCODER_1 2 // OPTO INTERRUPTOR ENTRADA INT 0
296 #define LIMITE_SUPERIOR 25 // OPTO INTERRUPTOR ENTRADA

```

Limites mecánicos superiores e inferiores de la cruceta superior (móvil) así como la velocidad (PWM) que pueden tomar los motores, en valores de 0 a 255.

```

297 // LIMITE DE CARRERA
298 // -----
299 #define LIMITE_MAXIMO 23//36          // INTERRUPTOR DE LIMITE MECANICO SUPERIOR
300 #define LIMITE_MINIMO 31//36          // INTERRUPTOR DE LIMITE MECANICO INFERIOR
301 // -----
302 // INDICADORES DE OPERACION
303 // -----
304 #define LED_BUILTIN 13                // SALIDA DIGITAL
305 #define ALARMA 24                    // SALIDA DIGITAL
306 #define ENERGIA_OK 28                // CHECA 5VCD ENTRADA
307 #define BOTON_OK 27                  // CHECA ENTRADA DE SERVICIO
308 #define ENERGIA_12V_OK 29            // CHECA 12VCD ENTRADA
309 // -----

```

Lectura de celda de carga cuando la PC le indica al Arduino que tome dicha lectura.

```

1048 // Seccion de LECTURA DE MONITOR SERIAL PC, espera a instruccion y ejecuta solo cuando lee un comando en
1049 // PC, enviando via serial a Arduino
1050 // -----
1051 Lee_Serial_Monitor();
1052 if (stringComplete)
1053 {
1054
1055 // Manipulacion de captura de datos serial
1056 // -----
1057 //Serial.print("Input String");
1058 //Serial.println(inputString);
1059 inputString.toCharArray(user_Sel, 50);
1060 //Serial.println("-----");
1061 //Serial.print("Seleccion : ");
1062 //Serial.println(user_Sel[0]);
1063 lcd.clear();
1064 lcd.setCursor(0,0);
1065 lcd.print("Seleccion : ");
1066 lcd.print(user_Sel[0]);
1067 lcd.setCursor(14,0);
1068 lcd.print("S:");
1069 lcd.print(usMotor_Status);
1070 // 7 de Febrero 2024, se disminuye delay (500),
1071 // para ahorrar tiempo en ejecucion de instrucciones seriales
1072 //delay(100);
1073 menu_lcd();
1074 //

```

Indicar el movimiento de los motores en sentido que la cruceta superior (móvil) descienda , con un valor de tiempo (τ) determinado

```

1345 //OPCION C, Movimientos motores M1 y M2, con direccion Abajo (DWN) con tiempo controlado
1346 //-----
1347 else if (user_Sel[0] == 'C')
1348 {
1349     if ( enable == 1)
1350     {
1351         //Serial.print("opcion C, ");
1352         // Extraccion de dato de Velocidad
1353         String Velocidad_PCinput_prog = "";
1354         for (int j = 2; j < 5; j++)
1355         {
1356             Velocidad_PCinput_prog = Velocidad_PCinput_prog +user_Sel[j];
1357         }
1358         int Velocidad_Ard_prog = atoi(Velocidad_PCinput_prog.c_str());
1359         //Serial.print(Velocidad_Ard_prog);
1360         //if (Velocidad_Ard_prog > 100) // valor en porcentaje 0 a 100%
1361         if (velocidad_Ard_prog > 255) // cambio a valor de 0 a 255
1362         {
1363             lcd.clear();
1364             lcd.setCursor(0,0);
1365             lcd.print("Funcion no ejecutada");
1366             lcd.setCursor(0,1);
1367             lcd.print("PWM > 255 (100%)");
1368             lcd.setCursor(0,2);
1369             lcd.print("No cambia PWM");
1370             delay(500);
1371             /*Serial.println("Velocidad_PCinput mayor a 100%, no hay cambio de velocidad ");
1372             Serial.print("Velocidad Anterior usspeed : ");
1373             Serial.println(usSpeed);*/
1374         }
1375         //else if (Velocidad_Ard_prog < 40) // valor en porcentaje 0 a 100%
1376         else if (Velocidad_Ard_prog < 102) // cambio a valor de 0 a 255

```

Indicar el movimiento de los motores en sentido que la cruceta superior (móvil) ascienda , con un valor de tiempo (τ) determinado.

```

1154 // OPCION T, Movimientos motores M1 y M2, en direccion Arriba (UP) con tiempo controlado
1155 //-----
1156 else if (user_Sel[0] == 'T')
1157 {
1158     if ( enable == 1)
1159     {
1160         //Serial.print("opcion T, ");
1161         // Extraccion de dato de Velocidad
1162         String Velocidad_PCinput_prog = "";
1163         for (int j = 2; j < 5; j++)
1164         {
1165             Velocidad_PCinput_prog = Velocidad_PCinput_prog +user_Sel[j];
1166         }
1167         int Velocidad_Ard_prog = atoi(Velocidad_PCinput_prog.c_str());
1168         //Serial.print(Velocidad_Ard_prog);
1169         // Extraccion de dato de tiempo
1170         String Tiempo_PCinput_prog = "";
1171         for (int l = 6; l < 10; l++)
1172         {
1173             Tiempo_PCinput_prog = Tiempo_PCinput_prog +user_Sel[l];
1174         }
1175         int Tiempo_Ard_prog = atoi(Tiempo_PCinput_prog.c_str());
1176
1177         //seleccion = user_Sel[0];
1178         //Serial.print(", ");
1179         //Serial.println(Tiempo_Ard_prog);
1180         //if (Velocidad_Ard_prog > 100) // valor en porcentaje 0 a 100%
1181         if (Velocidad_Ard_prog > 255) // cambio a valor de 0 a 255
1182         {

```

Aviso de cuando falla en la comunicación serial.

```
2130 // Opcion Invalida de comunicacion Serial
2131 //-----
2132     else
2133     {
2134         lcd.clear();
2135         lcd.setCursor(0,0);
2136         lcd.print("Funcion no ejecutada");
2137         lcd.setCursor(0,1);
2138         lcd.print("Opcion Invalida");
2139         lcd.setCursor(0,2);
2140         lcd.print("Repita Comando");
2141         //Serial.println("Opcion Invalida");
2142         //Serial.println("-----");
2143         Pulsos_ALARMA_config = 1;
2144         Alarma();
2145     }
```

Declaración

Por la presente declaro que he elaborado este documento sin la ayuda prohibida de terceros y sin hacer uso de ayudas distintas de las especificadas; nociones asumidas directa o indirectamente de otras fuentes se han identificado como tales. Este documento no ha sido previamente presentado en forma idéntica o similar de algún otro examen nacional o extranjero.

El trabajo de tesis se llevó a cabo de **2022** a **2024** bajo la supervisión del Dr. **Manuel Humberto De la Torre Ibarra**.

Aguascalientes, Ags. 25-XI-2024