



Casa abierta al tiempo

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA METROPOLITANA
Unidad Iztapalapa

División de Ciencias Básicas e Ingeniería

**Diseño y construcción de un dispositivo para medir la respuesta
mecánica de biomateriales y tejidos**

Tesis que presenta

Rubén Andrés Contreras Maestre

Para obtener el grado de

Maestro en ciencias en Ingeniería Biomédica

Asesor: Dr. Roberto Olayo González

Jurado calificador:

Presidente: Dr. Francisco Manuel Sánchez Arévalo

Secretario: Dr. Miguel López Guerrero

Vocal: Dra. Mariel Alfaro Ponce

México, 11 de septiembre de 2022



Diseño y construcción de un dispositivo para medir la respuesta mecánica de biomateriales y tejidos

Con base en la Legislación de la Universidad Autónoma Metropolitana, en la Ciudad de México se presentaron a las 11:00 horas del día 10 del mes de febrero del año 2022 POR VÍA REMOTA ELECTRÓNICA, los suscritos miembros del jurado designado por la Comisión del Posgrado:

DR. FRANCISCO MANUEL SANCHEZ AREVALO
DRA. MARIEL ALFARO PONCE
DR. MIGUEL LOPEZ GUERRERO



Bajo la Presidencia del primero y con carácter de Secretario el último, se reunieron para proceder al Examen de Grado cuya denominación aparece al margen, para la obtención del grado de:

MAESTRO EN CIENCIAS (INGENIERIA BIOMEDICA)

DE: RUBEN ANDRES CONTRERAS MAESTRE

y de acuerdo con el artículo 78 fracción III del Reglamento de Estudios Superiores de la Universidad Autónoma Metropolitana, los miembros del jurado resolvieron:

Aprobar

Acto continuo, el presidente del jurado comunicó al interesado el resultado de la evaluación y, en caso aprobatorio, le fue tomada la protesta.

Rubén Contreras

RUBEN ANDRES CONTRERAS MAESTRE
ALUMNO

REVISÓ

MTRA. ROSALÍA SERRANO DE LA PAZ
DIRECTORA DE SISTEMAS ESCOLARES

DIRECTOR DE LA DIVISIÓN DE CBI

DR. JESUS ALBERTO OCHOA TAPIA

PRESIDENTE

DR. FRANCISCO MANUEL SANCHEZ
AREVALO

VOCAL

DRA. MARIEL ALFARO PONCE

SECRETARIO

DR. MIGUEL LOPEZ GUERRERO

Agradecimientos

Al Consejo Nacional de Ciencias y Tecnología (CONACyT) por el apoyo económico otorgado para la realización de esta maestría y por el cual también fue posible el desarrollo de este trabajo.

A la Universidad Autónoma Metropolitana por darme la oportunidad de adquirir nuevos conocimientos.

A mi asesor el Dr. Roberto Olayo González por apoyarme y guiarme durante todo este proceso.

A la M.C. Paulina Hernández Garcés por sus consejos y gran ayuda.

A Andrés Lizama por su apoyo, paciencia y por animarme a siempre seguir adelante a pesar de las adversidades que se presenten.

A Pedro Lizama y Roselia Garduño por recibirme en su familia y tratarme como su hijo.

A mis amigos y compañeros que de una u otra forma me ayudaron.

Finalmente, a mis padres y hermanos por ser pacientes, apoyarme incondicionalmente y por siempre creer en mí.

Índice

| | | |
|-------|---|----|
| 1. | Introducción | 11 |
| 2. | Antecedentes | 13 |
| 2.1 | Marco teórico | 13 |
| 2.1.1 | Tejido cartilaginoso | 13 |
| 2.1.2 | Cartílago hialino..... | 14 |
| 2.1.3 | Células del cartílago y matriz extracelular..... | 15 |
| 2.1.4 | Lesiones del cartílago articular | 16 |
| 2.1.5 | Tratamiento y terapias para la reparación de lesiones | 19 |
| 2.1.6 | Ingeniería de tejidos | 20 |
| 2.1.7 | Biomateriales | 22 |
| 2.1.8 | Evaluación mecánica | 22 |
| 2.1.9 | Máquinas de caracterización y estímulo mecánico..... | 26 |
| 3. | Justificación | 30 |
| 4. | Hipótesis | 31 |
| 5. | Objetivos | 31 |
| 6. | Metodología | 32 |
| 6.1 | Diseño de la estructura..... | 32 |
| 6.2 | Instrumentación electrónica | 32 |
| 6.2.1 | Celda de carga..... | 33 |
| 6.2.2 | Motor paso a paso | 34 |
| 6.2.3 | Arduino | 41 |
| 6.3 | Diseño de la interfaz gráfica | 43 |
| 6.4 | Análisis de datos | 45 |
| 7. | Resultados | 49 |
| 7.1 | Estructura | 49 |
| 7.2 | Electrónica | 51 |
| 7.3 | Interfaz gráfica | 52 |
| 7.3.1 | Pestaña de prueba..... | 53 |
| 7.3.2 | Pestaña de gráfica | 58 |
| 7.3.3 | Pestaña de datos | 59 |
| 7.3.4 | Pestaña de resultados | 60 |
| 7.3.5 | Pestaña de configuraciones | 61 |
| 7.3.6 | Menú de archivo | 62 |

| | | |
|-------|--|----|
| 7.3.7 | Menú de ayuda..... | 64 |
| 8. | Características técnicas y pruebas del dispositivo | 65 |
| 8.1 | Pruebas del dispositivo | 66 |
| 8.2 | Preparación de la muestra..... | 66 |
| 8.3 | Pruebas de compresión | 67 |
| 9. | Caracterización mecánica de cartílago de pollo..... | 72 |
| 10. | Conclusiones | 79 |
| 11. | Perspectivas..... | 80 |
| | Bibliografía..... | 81 |
| | Apéndice A..... | 85 |
| | Apéndice B | 88 |
| | Apéndice C | 91 |
| | Apéndice D..... | 92 |
| | Apéndice E | 93 |

Índice de figuras

| | |
|---|----|
| Figura 1. Tipos de cartílago | 14 |
| Figura 2. Anatomía de la articulación de la rodilla..... | 15 |
| Figura 3. Factores de riesgo de aparición y avance de la Osteoartritis. | 18 |
| Figura 4. Técnica de reemplazo articular..... | 20 |
| Figura 5. Factores claves en la ingeniería de tejidos | 21 |
| Figura 6. Tipos de pruebas mecánicas | 24 |
| Figura 7. Curva de Esfuerzo-Deformación de biopolímero de aceite de castor | 25 |
| Figura 8. Máquina de caracterización Instron 5980 Series..... | 27 |
| Figura 9. Máquina de caracterización Shimadzu UH-X/FX Series..... | 27 |
| Figura 10. Máquina de caracterización tipo Marshall Compression Machine H-1339B | 28 |
| Figura 11. Máquina de Caracterización CT3 Texture Analyzer..... | 29 |
| Figura 12. Esquema de control electrónico y comunicación con interfaz de usuario..... | 33 |
| Figura 13. Celda de carga | 34 |
| Figura 14. Conexión de celda de Carga-Amplificador | 34 |
| Figura 15. Motor paso a paso..... | 35 |
| Figura 16. Funcionamiento del motor paso a paso | 35 |
| Figura 17. Funcionamiento motor paso a paso con micropasos | 36 |
| Figura 18. Sistema motor paso a paso con tornillo sin fin..... | 37 |
| Figura 19. Partes de un tornillo..... | 37 |
| Figura 20. Controlador Micropasos DRV8834..... | 38 |
| Figura 21. Distribución de terminales..... | 39 |
| Figura 22. Esquema de conexión del motor al controlador. | 41 |
| Figura 23. Tarjeta Arduino UNO..... | 41 |
| Figura 24. Interfaz de usuario equipo Brookfield CT3 Texture Analyzer..... | 43 |
| Figura 25. Aplicación de ajuste de curva de MATLAB | 48 |
| Figura 26. Prototipo final..... | 50 |
| Figura 27. Comparación del modelo..... | 51 |
| Figura 28. Circuito electrónico | 52 |
| Figura 29. Interfaz Gráfica de Usuario | 53 |
| Figura 30. Columna de identificación de la muestra | 54 |
| Figura 31. Columna para tipo de prueba e ingreso de parámetros..... | 55 |
| Figura 32. Casilla de inicio de prueba y control del cabezal | 57 |
| Figura 33. Pestaña de Gráfica | 59 |
| Figura 34. Pestaña de Datos..... | 60 |
| Figura 35. Pestaña de Resultados..... | 61 |
| Figura 36. Pestaña de Configuraciones..... | 62 |
| Figura 37. Menú de Archivo..... | 63 |
| Figura 38. Ventana emergente opción Guardar | 63 |
| Figura 39. Confirmación para salir | 63 |
| Figura 40. Menú de Ayuda | 64 |
| Figura 41. Ventana emergente opción About | 64 |
| Figura 42. Prototipo final con instrumentación electrónica..... | 65 |
| Figura 43. Proceso de extracción de cartílago de pollo | 66 |
| Figura 44. Medición de dimensiones de las muestras de cartílago de pollo..... | 67 |

| | |
|--|----|
| Figura 45. Parámetros para prueba mecánica | 68 |
| Figura 46. Prueba de compresión puesta en marcha | 69 |
| Figura 47. Curva de Esfuerzo - Deformación de la Muestra | 70 |
| Figura 48. Análisis de Datos del Cartílago | 71 |
| Figura 49. Curva de Esfuerzo - Deformación de la Muestra 1 | 75 |
| Figura 50. Curva de Esfuerzo - Deformación de la Muestra 2 | 76 |
| Figura 51. Análisis de Datos de la Muestra 1 | 77 |
| Figura 52. Análisis de Datos de la Muestra 2 | 78 |

Índice de tablas

| | |
|---|----|
| Tabla 1. Configuraciones con Micropasos controlador DRV8834..... | 39 |
| Tabla 2. Configuración de terminales M0 y M1 para resolución de paso. | 40 |
| Tabla 3. Terminales de conexión Arduino - Amplificador de señal HX711 | 42 |
| Tabla 4. Terminales de conexión Arduino - Controlador DRV8834..... | 42 |
| Tabla 5. Características del prototipo final | 65 |
| Tabla 6. Dimensiones de la muestra | 67 |
| Tabla 7. Dimensiones de las muestras | 72 |
| Tabla 8. Parámetros de las pruebas | 72 |
| Tabla 9. Características técnicas | 88 |
| Tabla 10. Cableado de la celda de carga..... | 88 |
| Tabla 11. Especificaciones eléctricas | 91 |

Resumen

En este proyecto se diseñó y construyó un dispositivo compacto y ligero capaz de medir la respuesta mecánica de tejido de cartílago aplicando pruebas de compresión estáticas. El dispositivo fue instrumentado con un Arduino, el cual no solo controla una celda de carga y un motor paso a paso, sino que también se encarga de establecer la comunicación con una interfaz de usuario amigable programada en Python. Permitiendo así el envío de los datos de medición desde el Arduino hacia la interfaz instalada en una computadora. Dicha interfaz además de permitir controlar el dispositivo, también se encarga de procesar los datos y generar cálculos a partir de ellos. Una vez terminado el dispositivo se realizó la calibración empleando masas de calibración y se midió la respuesta mecánica de cartílago de pollo proveniente de la cabeza femoral y se analizó el comportamiento de este material. Finalmente, basado en los resultados de la primera medición de cartílago, se realizaron nuevas mediciones de dos muestras de cartílago de pollo extraídas de la cabeza femoral de dos pollos diferentes. Se analizaron los resultados y se realizaron algunos cálculos como la energía disipada (Trabajo de deformación terminado), energía recuperada (Trabajo recuperable) y resiliencia. Adicionalmente, debido a que el comportamiento del cartílago de pollo no es lineal, no sigue la Ley de Hooke, se aplicó el modelo para materiales hiperelástico de Mooney-Rivlin para calcular el Módulo de Young.

Abstract

In this project, a compact and lightweight device capable of measuring the mechanical response of cartilage tissue applying static compression tests was designed and built. The device was instrumented with an Arduino, which not only controls a load cell and a stepper motor, but also communicates with a user-friendly interface programmed in Python. Thus, allowing the sending of measurement data from the Arduino to the interface installed on a computer. This interface, in addition to controlling the device, is also responsible for processing the data and generating calculations from them. Once the device was completed, calibration was performed using calibration masses and the mechanical response of chicken cartilage from the femoral head was measured and the behavior of this material was analyzed. Finally, based on the results of the first cartilage measurement, new measurements were performed on two samples of chicken cartilage extracted from the femoral head of two different chickens. The results were analyzed and some calculations such as dissipated energy (Finished deformation work), recovered energy (Recoverable work) and resilience were performed. Additionally, because the behavior of chicken cartilage is not linear, it does not follow Hooke's Law, the Mooney-Rivlin model for hyperelastic materials was applied to calculate Young's Modulus

1. Introducción

El tejido cartilaginoso o cartílago es un tejido especializado, el cual no solo cubre los extremos de los huesos en las articulaciones; sino que también da forma y apoyo a otras partes del cuerpo. El cartílago articular es la forma más predominante del cartílago en el cuerpo y está diseñado para soportar y distribuir cargas brindando un bajo índice de fricción y de resistencia al desgaste. Sin embargo, la capacidad de curación y reparación intrínseca es limitada, ya que carece de vasos sanguíneos, linfáticos y nervios (Roughley, 2006). Esto es crítico en los casos en donde se presentan traumas ya sea por las cargas mecánicas repetitivas, o por lesiones físicas. Ya que una reparación inadecua, puede terminar en una degeneración progresiva, cambios en la membrana sinovial y el hueso, resultando en una Osteoartritis la cual representa una de las principales causas de dolor y discapacidad en el mundo; la primera causa en USA y una de las 10 principales causas de discapacidad en México (Correa *et al*, 2016) (Espinosa-Morales *et al.*, 2018).

Debido al aumento de los casos de padecimiento de OA y el problema de salud pública que este representa, han ido surgiendo diferentes tratamientos con el fin de ayudar a reparar, reconstruir o regenerar la zona afectada (Espinosa-Morales *et al.*, 2018) (Bryant *et al*, 2002). Es aquí en donde la ingeniería de tejidos, usando principios y métodos de diferentes áreas, ha proporcionado posibles soluciones a través del desarrollo de sustitutos biológicos que pueden ser usados para restaurar, mantener o mejorar la funcionalidad del tejido dañado (Zhang *et al.*, 2009). Sin embargo, uno de los grandes retos a los que se enfrentan estos neotejidos, es la capacidad de mostrar características morfológicas, fisiológicas y con propiedades mecánicas similares o incluso superiores al tejido nativo.

En vista de que se ha encontrado que la función del cartílago es de naturaleza mecánica y que fisiológicamente se encuentra sometido principalmente a fuerzas de compresión, la evaluación

mecánica de estos neotejidos se vuelve primordial (Marchiori *et al.*, 2019). Esta se realiza a través de dispositivos que, mediante la aplicación de una fuerza externa, generan esfuerzos con el fin de conocer las propiedades mecánicas. No obstante, en la mayoría de los casos, el uso de estos dispositivos representa todo un desafío, ya que algunos de ellos requieren de una infraestructura especializada y a pesar, de que existen algunas opciones más compactas, debido al precio, el acceso a ellos sigue siendo complicado debido al precio de adquisición. Un ejemplo del desafío que representa el uso de dichos dispositivos se puede observar en la situación que se presentó con la llegada de la pandemia generada por el virus SARS-CoV-2. Debido a que normalmente los equipos que se implementan para dichas evaluaciones se encuentran instalados en laboratorios de instituciones educativas y de investigación, muchas investigaciones se vieron obligadas a detenerse, ya que las instalaciones fueron cerradas. Ahí resaltó la importancia de contar con dispositivos portátiles, compactos y de fácil acceso económico.

2. Antecedentes

2.1 Marco teórico

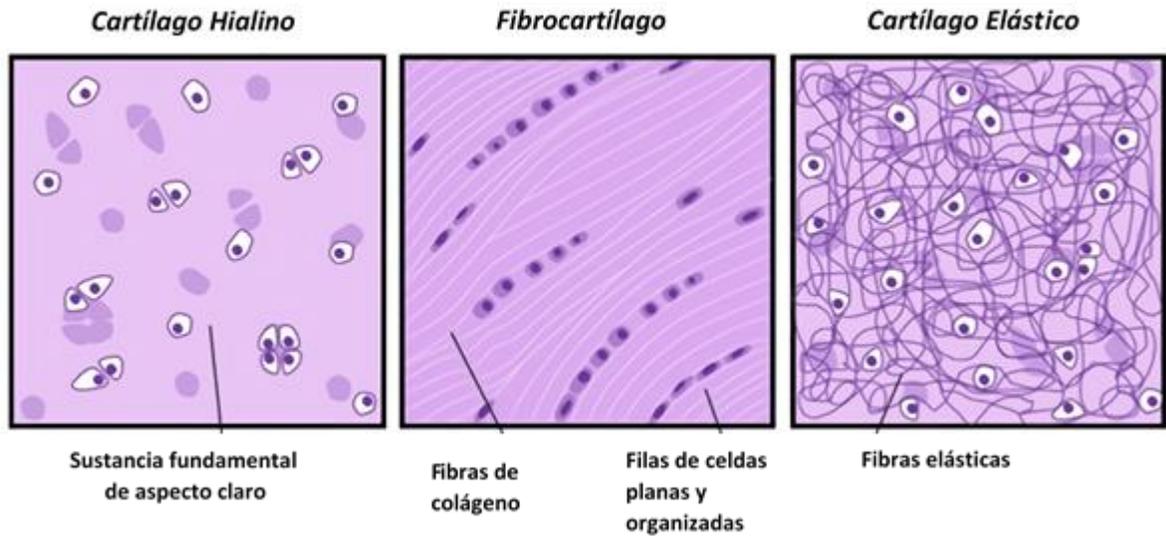
2.1.1 Tejido cartilaginoso

El tejido cartilaginoso o cartílago es un tejido conectivo especializado, el cual se encuentra presente en diferentes partes del cuerpo. Este no solo cubre los extremos de los huesos en las articulaciones, sino que también da forma y apoyo a otras partes del cuerpo. Histológicamente este tejido se clasifica como elástico, fibrocartílago o hialino dependiendo de su composición molecular como se puede ver en la figura 1.

El cartílago elástico, asociado con las orejas y la laringe, no solo contiene fibras de colágeno tipo II, sino que también contiene una gran cantidad de fibras elásticas dispersadas en la matriz, lo cual hace que este tipo de cartílago sea más flexible. El fibrocartílago, asociado con los meniscos de la rodilla y los discos intervertebrales, contiene fibras densas y gruesas de colágeno tipo I en la matriz, esto le permite soportar fuerzas de tracción más intensas. Por otra parte, el cartílago hialino, asociado con el sistema esquelético, es la forma más predominante del cartílago y se caracteriza por poseer fibras de colágeno tipo II en la matriz (Roughley, 2006).

De forma general, el cartílago se distingue de otros tejidos por poseer un solo tipo celular, los condrocitos, y una abundante y altamente específica matriz extracelular (MEC) (Han *et al.*, 2011).

Figura 1. Tipos de cartílago

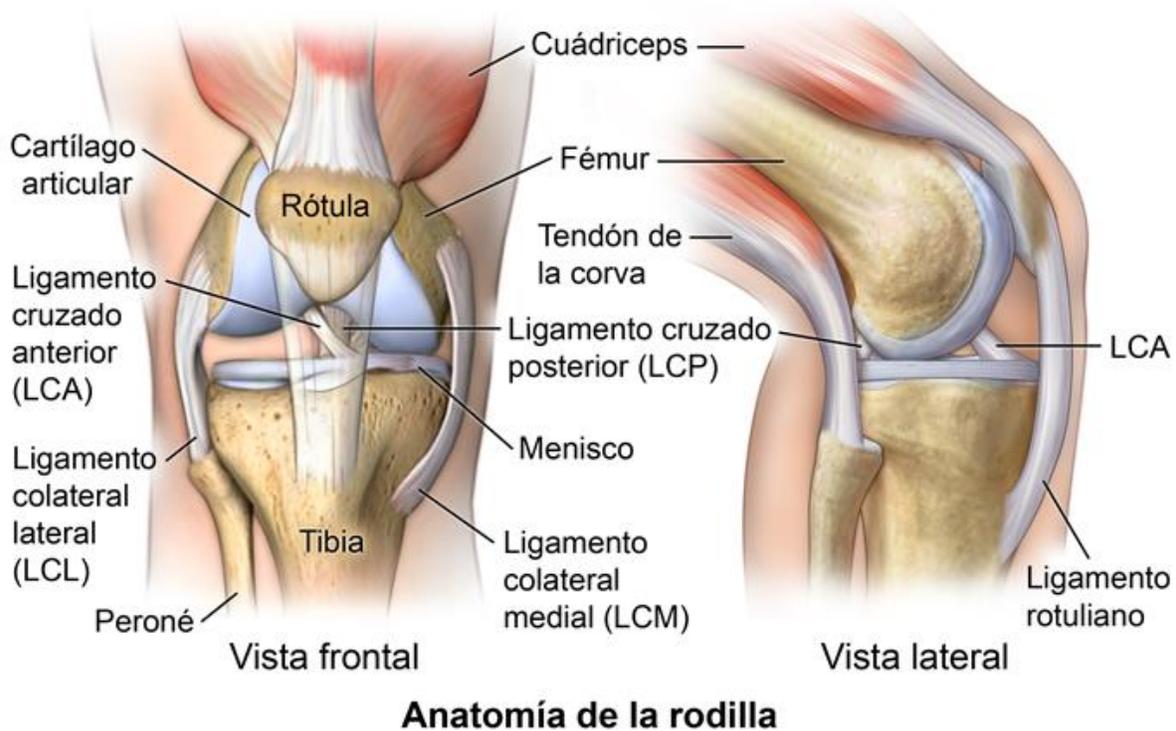


Nota. Adaptado de Poly (Vinyl Alcohol)-Based Nanofibrous Electrospun Scaffolds for Tissue Engineering Applications, por Teixeira et al. (2019).

2.1.2 Cartílago hialino

El cartílago hialino o cartílago articular es un tejido con bajo índice de fricción y propiedades de resistencia al desgaste, el cual se encuentra en las articulaciones sinoviales (diartrosis). Este cuenta con propiedades mecánicas extraordinarias, y una buena durabilidad teniendo en cuenta que su espesor está entre los 2-4 mm (Sophia Fox *et al.*, 2009). Su estructura y composición única proporciona a las articulaciones una superficie con una baja fricción y una alta lubricación, permitiendo así la absorción de choques, y la resistencia al desgaste mientras soporta grandes cargas repetitivas durante el periodo de vida de una persona. Un ejemplo de esto se puede ver en la figura 2, en donde se muestra un esquema de una rodilla.

Figura 2. Anatomía de la articulación de la rodilla



Nota. Vista frontal y lateral derecha de la rodilla. Adaptado de Lesiones de ligamento de la rodilla, por The StayWell Company, LLC (2020).

2.1.3 Células del cartílago y matriz extracelular

El condrocito es el tipo celular que se encuentra en el cartílago. Los condrocitos son células altamente especializadas y activas metabólicamente, las cuales no solo se encargan del desarrollo de la MEC, sino también de su mantenimiento y reparación.

Los condrocitos se originan de las células troncales mesenquimales y constituyen cerca del 2% del volumen total del cartílago. Cada condrocito establece un microambiente especializado y es responsable del mantenimiento de la MEC de la parte en donde se encuentra. Por lo que, este microambiente prácticamente tiene atrapado el condrocito en su propia matriz evitando así que exista alguna migración a otras partes del cartílago. Debido a esto, no es usual que los condrocitos

formen contactos célula a célula para la transducción de señales ni para la comunicación entre células. A pesar de eso, estos pueden responder a una gran variedad de estímulos, incluyendo factores de crecimiento, cargas mecánicas y presiones hidrostáticas.

Hay que resaltar que las propiedades mecánicas que posee el cartílago están críticamente relacionadas no solo con la estructura de la MEC sino también con la composición e integridad de esta. La MEC está compuesta principalmente por una red de colágeno (alrededor del 75%, Colágeno tipo II en su mayoría) y proteoglicanos cargados negativamente (PGs, 20-25%) producido por los condrocitos; debido a esto, el cartílago suele ser altamente hidrofílico con una gran tendencia a absorber agua y electrolitos como calcio (Ca^{2+}), potasio (K^+), sodio (Na^+) y cloro (Cl^-), con el fin de mantener las propiedades mecanoquímicas (Marchiori *et al.*, 2019).

Sin embargo, desafortunadamente los condrocitos tienen un potencial de replicación limitado, lo cual contribuye a la capacidad intrínseca limitada del cartílago para responder en caso de lesiones. Por lo que la supervivencia de estos depende de un óptimo ambiente químico y mecánico.

2.1.4 Lesiones del cartílago articular

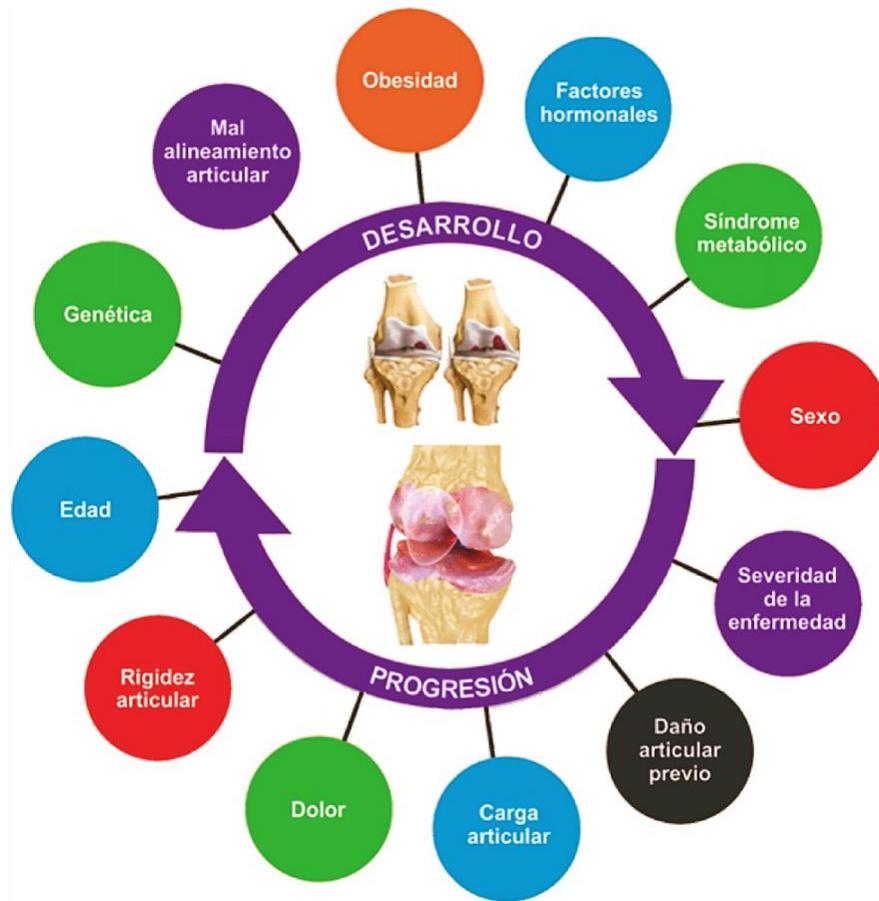
El manejo de las enfermedades del cartílago representa un gran reto, no solo debido a su estructura y función particular sino también al bajo potencial de curación inherente que este posee. Los condrocitos pueden ser afectados por múltiples estímulos extracelulares que influyen la regulación biosintética y la actividad catabólica, los cuales son cruciales para el mantenimiento normal del cartílago, así como para el envejecimiento y la patología (Ochi M *et al.*, 2002).

El que se presente un desbalance en los factores regulatorios, ya sea como resultado del envejecimiento, de enfermedades o incluso por lesiones, podría afectar el proceso de mantenimiento y reparación del tejido, resultando finalmente en una pérdida de la homeostasis del

tejido generando así cambios negativos en la expresión genética, la MEC y consecuentemente la degeneración del tejido (Ulrich-Vinther M *et al.*, 2003).

Existen muchos factores como el envejecimiento, una predisposición genética, traumatismos, entre otros, que pueden desencadenar un desequilibrio fisiológico en el cartílago hialino o articular, ver figura 3. Sin embargo, hay que tener en cuenta que no importa cuál sea la causa inicial de una lesión, esta puede causar una pérdida progresiva del cartílago hialino; además de que lesiones aisladas que podrían darse debido a traumas, a la degeneración focal o incluso a Osteocondritis disecante, pueden representar un riesgo aún mayor que podría provocar un daño articular aún más severo. Dichas lesiones en el cartílago terminan por originar alteraciones en este, las cuales pueden incluir desde la pérdida de proteoglicanos y un incremento en el contenido de agua hasta la desorganización de las redes de colágeno, provocando así un daño acelerado en la superficie de la articulación, lo cual en la mayoría de los casos lleva a un estado final llamado Osteoartritis (OA) (Filardo *et al.*, 2011).

Figura 3. Factores de riesgo de aparición y avance de la Osteoartritis.



Nota. Adaptado de Reunión multidisciplinaria de expertos para el diagnóstico y tratamiento de la osteoartritis. Actualización basada en evidencias, por Revista de Medicina interna de México, SciELO (2018).

La prevalencia de Osteoartritis en el mundo ha ido en aumento, representando así una pérdida de alrededor de 2.3 años de vida saludable de un individuo. En México esta enfermedad es una de las 10 primeras causas de invalidez total, incrementando así no solo la carga económica sino también la carga social del país. Por lo que, debido a la alta incidencia y prevalencia de esta enfermedad, actualmente se considera un problema de salud pública (Espinosa-Morales *et al.*, 2018).

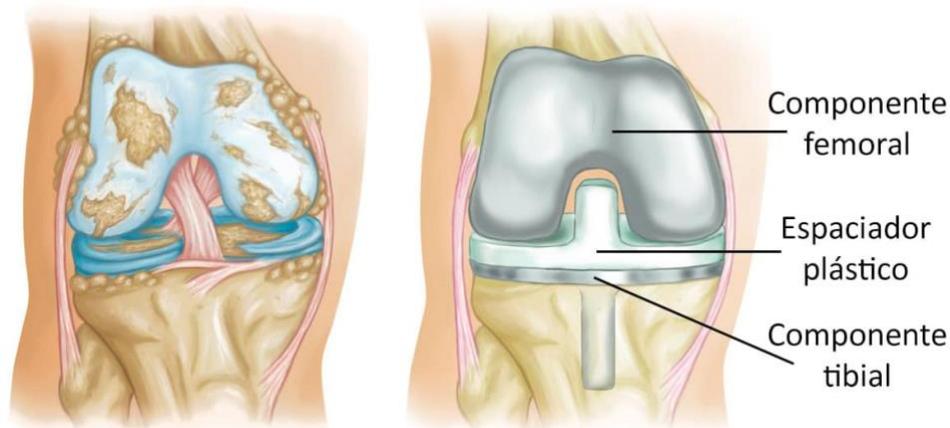
2.1.5 Tratamiento y terapias para la reparación de lesiones

En la actualidad los daños en el cartílago se consideran irreversibles, por lo que los objetivos de los tratamientos de la enfermedad se enfocan más en disminuir el dolor y el mantenimiento de la movilidad articular buscando así disminuir el grado de discapacidad. Sin embargo, esto mismo ha motivado a la búsqueda de nuevos tratamientos. De manera general, los tratamientos se dividen en dos grupos: no invasivos e invasivos (Espinosa-Morales *et al.*, 2018).

Los tratamientos no invasivos se enfocan principalmente en el uso de medicamentos y/o terapias físicas con el fin de brindar una solución momentánea, mientras que los tratamientos invasivos pueden ir desde ofrecer una solución momentánea hasta ofrecer una solución parcial por un periodo de tiempo más largo. Por lo que, se puede decir que estos tipos de tratamiento cuentan con una perspectiva más amplia. No obstante, a pesar de que estos tratamientos pueden lograr mejorar de cierta forma la calidad de vida de los pacientes, estos no ofrecen una solución definitiva al problema (Richter *et al.*, 2015).

Un ejemplo de lo anterior se puede ver en la técnica de reemplazo articular, esta consiste en poner piezas de plástico o metal sobre la articulación gravemente lesionada, como se puede ver en la figura 4. Estas piezas simulan la articulación, por lo que es posible mejorar la movilidad del paciente, sin embargo, estas piezas deben ser ajustadas con cierta regularidad y después de un periodo de tiempo, deben ser cambiadas. Por lo anterior, ha surgido la necesidad de desarrollar nuevos tratamientos alternativos, los cuales brindan a los pacientes desde un mejor tratamiento de las lesiones causadas por la enfermedad hasta incluso una solución total.

Figura 4. Técnica de reemplazo articular.



Nota. Adaptado de Common Knee Injuries, por The American Academy of Orthopedic Surgeons (2014).

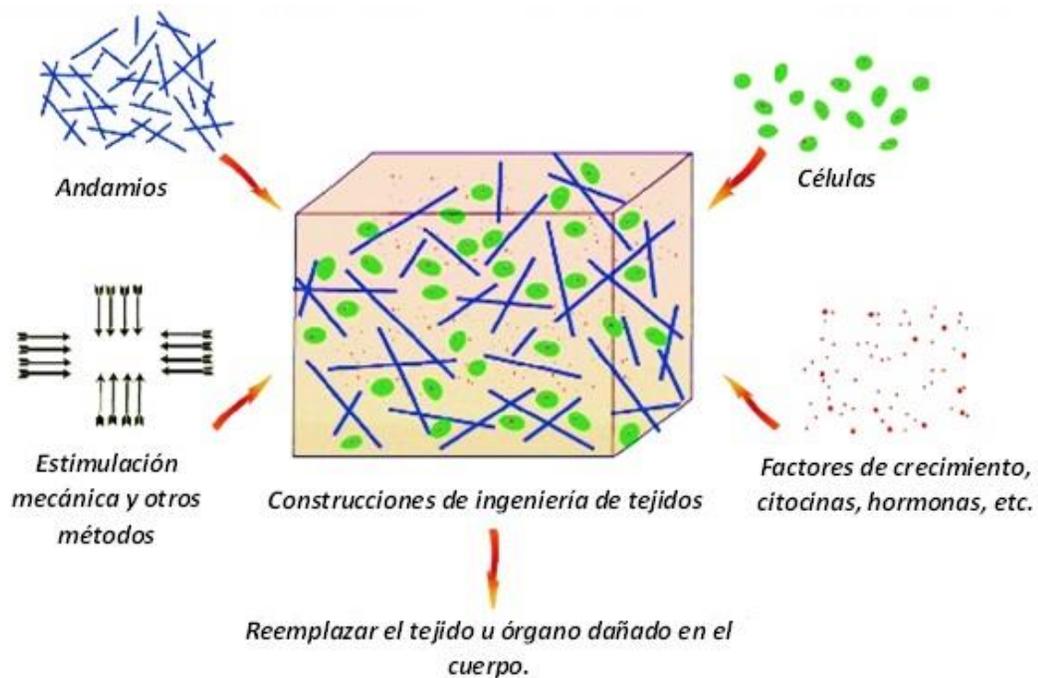
2.1.6 Ingeniería de tejidos

El trasplante de órganos o de tejido es una técnica muy usada en casos donde un tejido u órgano ha sido severamente dañado por alguna enfermedad, una anomalía congénita, o incluso un trauma. Esta técnica médica se ha venido desarrollando desde hace algún tiempo y ha demostrado ser una buena alternativa, la cual ha mejorado la calidad de vida de muchas personas. Sin embargo, para que se dé un trasplante de órgano, primero debe existir un donador y es aquí en donde radica la dificultad de esta técnica; ya que muchas veces no se encuentra ningún donador y muchas personas terminan muriendo a la espera de un nuevo órgano (Ikada Y., 2006).

Es aquí en donde la ingeniería de tejidos se ha mostrado como una esperanza al intentar ofrecer órganos artificiales que podrían ser trasplantados sin la necesidad de que haya un donador. Esta área se caracteriza por ser multidisciplinaria, la cual a través del uso de principios de otras áreas como la ingeniería, la biología, la química y la ciencia de materiales ha buscado desarrollar sustitutos biológicos con el propósito no solo de restaurar y mantener los tejidos u órganos dañados, sino también de mejorar su funcionalidad.

Con el transcurso de los años esta disciplina ha logrado incorporar muchos factores claves para el desarrollo y ensamble de nuevos tejidos biomiméticos. Los tres factores primordiales en la ingeniería de tejidos son el uso de células (células troncales, condrocitos, osteoblastos, etc.) porque estas son las encargadas de sintetizar las matrices del nuevo tejido; el desarrollo de andamios (Scaffolds) a partir de diferentes biomateriales (biodegradables, sintéticos y naturales, etc.) porque estos funcionan como soporte estructural, además de que proveen el ambiente adecuado para que dichas células se puedan desarrollar; finalmente el uso de factores de crecimiento y la estimulación mecánica, ya que estos ayudan en el buen desarrollo de las células para formar el nuevo tejido, ver figura 5 (Zhang *et al.*, 2009).

Figura 5. Factores claves en la ingeniería de tejidos



Nota. Adaptado de *The Role of Tissue Engineering in Articular Cartilage Repair and Regeneration*, por Zhang *et al.* (2009).

Si bien el desarrollo de nuevos sustitutos biomiméticos parece ser una solución muy innovadora, en muchos casos no lo es, ya que existe aún un mayor reto que es el que estos nuevos tejidos realmente cuenten con las características morfológicas y propiedades (mecánicas,

fisiológicas, etc.) similares o incluso mejores al tejido nativo. Es por eso que la evaluación de esos nuevos sustitutos es de suma importancia, ya que de esta manera se podría comprobar realmente su viabilidad antes de llegar a una aplicación clínica.

2.1.7 Biomateriales

Un biomaterial se define de manera general como cualquier sustancia (no droga) o combinación de sustancias sintéticas o naturales diseñadas para interactuar con sistemas biológicos que pueden tener un propósito médico, ya sea terapéutico (tratamiento, suplemento, reparación o reemplazo de un tejido del cuerpo) o de diagnóstico. Estos representan un papel importante debido a que pueden ser usados en lesiones o enfermedades con el fin de apoyar, mejorar o reemplazar el tejido afectado. Los biomateriales pueden ser naturales o sintéticos y su éxito depende directamente de algunos factores importantes como lo son las propiedades de biocompatibilidad, seguido de la no toxicidad, una buena resistencia mecánica o biomecánica y un buen índice de biodegradabilidad, entre otros (Kim, B. -S, 2000).

En la actualidad los biomateriales juegan un papel muy importante en la salud, ya que estos son usados en la ingeniería de tejidos como estructuras o andamios en donde al depositar células y otros factores, estas pueden desarrollarse adecuadamente para lograr la creación de nuevos tejidos, sean parciales o completos los cuales pueden ser usados como tratamiento de muchas enfermedades.

2.1.8 Evaluación mecánica

Es un gran avance el que se ha tenido con la ingeniería de tejidos en un tema tan complejo como lo es la donación de órganos. Sin embargo, es preciso resaltar que esta área no solo se ha mostrado prometedora en el tema de donación de órganos, sino que incluso ofrece nuevas técnicas que podrían aplicarse en diferentes estados de una enfermedad, como tratamiento y reparación en

casos donde la lesión puede ser de leve a moderada; y como reemplazo, en caso de ser una lesión grave. Es aquí en donde nace una nueva problemática la cual consiste en cómo evaluar estos nuevos neotejidos con el fin de demostrar que estos realmente son biomiméticos, lo cual requiere cumplir no solo con las características histomorfológicas del tejido sino también con las propiedades mecánicas similares al tejido nativo o tejido natural.

Un ejemplo claro en donde se puede ver la importancia de la evaluación de estos nuevos implantes es los neotejidos de cartílago hialino. El tipo de evaluación que cada neotejido requiere depende primordialmente de cuál es la función de este en donde se pretende utilizar. Por lo que en los casos en donde se busca reparar, regenerar o reemplazar cartílago hialino, estos neotejidos deben cumplir con buenas propiedades mecánicas, ya que fisiológicamente se ha encontrado que el cartílago nativo es de naturaleza mecánica. Sin embargo, hay que resaltar que no solo las evaluaciones mecánicas son importantes en este caso, sino también las evaluaciones bioquímicas e histomórfológicas, no obstante, estas últimas son especialmente importantes cuando se busca evaluar el proceso de reparación, regeneración e integración de dichos neotejidos en su área y ambiente objetivo (Marchiori *et al.*, 2019).

2.1.8.1 Pruebas mecánicas

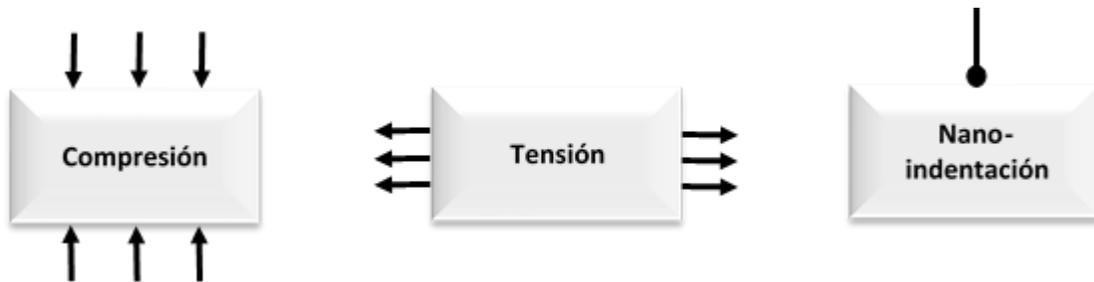
En las pruebas mecánicas los materiales de estudios son sometidos a esfuerzos mediante la aplicación de una fuerza externa hasta alcanzar su deformación o hasta que se genere una ruptura. Esto se hace con el propósito de determinar sus propiedades mecánicas: elasticidad, plasticidad, ductilidad, dureza, entre otros.

Si bien el esfuerzo, representado por el símbolo σ , se puede definir como una fuerza que actúa sobre el área unitaria en la que se aplica, como se muestra en la ecuación (1)

$$\sigma = \frac{\text{Fuerza}}{\text{Área}}, \quad (1)$$

este puede ser de diferentes tipos como de tensión, compresión, cizallamiento, entre otros. Ver figura 6.

Figura 6. Tipos de pruebas mecánicas



Nota. Adaptado de *A Systematic Review and Guide to Mechanical Testing for Articular Cartilage Tissue Engineering*, por Patel et al. (2019).

Por otra parte, la deformación se define como el cambio de dimensión por unidad de longitud debido a las tensiones producidas por una o más fuerzas aplicadas en el material; este cambio puede ser temporal o permanente.

El esfuerzo se suele expresar en pascales (Pa) o en psi, mientras que la deformación unitaria no tiene dimensiones, sin embargo, se puede expresar en mm/mm , pul/pul o en porcentajes. En sí, se puede decir que el esfuerzo es la causa y la deformación es lo que se genera, el efecto. Existen dos tipos de esfuerzos para el caso de fuerzas aplicadas. Una se conoce como el esfuerzo real o verdadero, representado por el símbolo σ_R y definido por la siguiente ecuación:

$$\sigma_R = \frac{\text{Fuerza aplicada}}{\text{Área real o instantáneo del material}}, \quad (2)$$

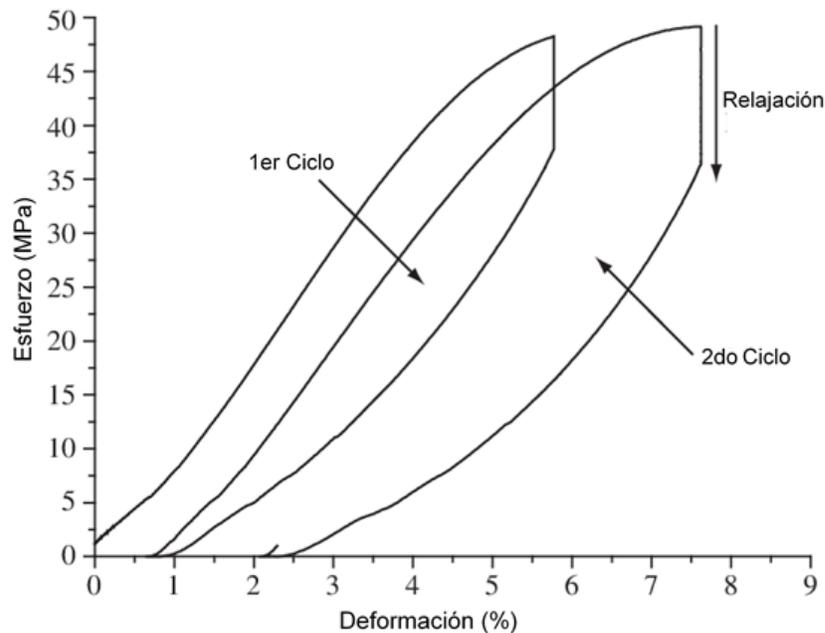
Este se define como la fuerza aplicada dividida entre el área transversal real o instantánea que posee el material mientras está actuando la fuerza sobre él (Patel et al., 2019). Mientras que el segundo, conocido como el esfuerzo aparente o de ingeniería se diferencia del esfuerzo real en que

la fuerza aplicada está dividida en el área inicial del material; o sea, el área que tiene el material antes de aplicarle la fuerza.

2.1.8.2 Curva de Esfuerzo-Deformación

Una curva de Esfuerzo-Deformación de un material representa la relación entre el esfuerzo aplicado y la deformación resultante de este mismo. La curva se obtiene a través de la exposición del material a una carga gradual, mientras se va midiendo la deformación generada en dicho material. Este es uno de los métodos más usados para analizar diferentes propiedades importantes de un material como lo es el módulo de Young o Módulo Elástico y la Cedencia. En la figura 7 se puede observar un ejemplo de una curva de Esfuerzo-Deformación de un biopolímero de aceite de castor. En este caso se muestran dos curvas con comportamientos no lineales correspondientes a la respuesta del material sometida a dos ciclos. Es importante resaltar que el comportamiento de cada curva depende de la respuesta de cada material (McKeen, W., L. 2016).

Figura 7. Curva de Esfuerzo-Deformación de biopolímero de aceite de castor



Nota. Adaptado de *Compression tests of castor oil biopolymer*, por Ferneda et al. (2006).

2.1.9 Máquinas de caracterización y estímulo mecánico

Con el paso de los años, no solo ha ido en aumento el uso de diferentes materiales, sino que también se ha incrementado la búsqueda de nuevos materiales que brinden mejores propiedades mecánicas. Ya que, a la hora de decidir entre usar un material sobre otro, son estas propiedades en la mayoría de los casos las que hacen la diferencia. Es por esto que se han ido desarrollando técnicas y equipos que permitan llevar a cabo la medición de dichas propiedades. En la actualidad es posible encontrar una gran variedad de equipos comerciales, los cuales permiten realizar diferentes tipos de pruebas mecánicas como tensión, compresión y cizallamiento, siendo las dos primeras las pruebas más comunes y las más usadas.

En las figuras 8 y 9 se muestran dos máquinas de caracterización muy comunes en el mercado. La figura 8 corresponde a una Instron 5980 Series de dimensiones 1 m x 1 m x 1.5 m y peso de 2516 kg. Esta es capaz de aplicar una fuerza de hasta 10 kN (1019.72 kgf) y puede llevar a cabo una gran variedad de pruebas mecánicas, entre ellas tensión y compresión (Instron, 2012). En cuanto a su precio, está alrededor de \$314,680 MX (Instron, 2021). De igual forma, en la figura 9 se muestra un equipo de caracterización mecánica Shimadzu UH-X/FX Series, el cual cuenta con dimensiones de 4.6 m x 3.5 m x 4 m y peso de 2600 kg, y puede aplicar una fuerza de hasta 600 kN (61183 kgf) e igual puede realizar diferentes tipos de pruebas mecánicas (Shimadzu, 2010). Su precio ronda los \$346,150 MXN (Shimadzu, 2020).

Figura 8. Máquina de caracterización Instron 5980 Series



Nota. Adaptado de Dual Column Floor Model, por Instron (2021).

Figura 9. Máquina de caracterización Shimadzu UH-X/FX Series



Nota. Adaptado de Hydraulic Universal Testing Machines, por Shimadzu (2021).

En realidad, las especificaciones de estos dos equipos los hacen muy convenientes, sin embargo, estas especificaciones también muestran lo robustos que son en cuanto a estructura mecánica. Lo que quiere decir que antes de pensar en adquirir alguno de estos equipos se debe

pensar primero en tener una infraestructura adecuada, además de que, debido al peso que estos equipos pueden tener, se requiere de un transporte especial que pueda soportar en el momento de moverlos. Por lo que un nuevo campo a nivel comercial se ha abierto en donde se ha ido buscado el poder compactar este tipo de dispositivos, ofreciendo así equipos relativamente más ligeros y con estructuras menos robustas.

A pesar de que ya se ha logrado un gran avance en este ámbito, uno de los factores que no se ha mejorado tanto es el precio. Un ejemplo de este se muestra en la figura 10, este es un equipo de caracterización mecánica Marshall Compression Machine H-1339B, el cual tiene como dimensiones 45.72 cm x 45.72 cm x 97.79 cm y un peso de 63.5 kg por lo que, si se compara con los dos equipos anteriores, este equipo se podría considerar relativamente más compacto y ligero. Pero, en cuanto al precio este equipo está alrededor de los \$116,139 MX (Marshall, 2020). Por lo que, a pesar de que ya hay en el mercado diferentes ofertas de equipos de caracterización mecánica menos robustos y más compactos, el factor de precio sigue siendo muy alto.

Figura 10. Máquina de caracterización tipo Marshall Compression Machine H-1339B



Nota. Adaptado de Marshall Compression Machine, por Humboldt (2020).

En la figura 11 se muestra otro equipo de caracterización mecánica Brookfield CT3 Texture Analyzer. Este equipo tiene como dimensiones 27 cm x 27 cm x 61 cm y un peso de 16.8 kg, este equipo al igual que el anterior se puede considerar relativamente más compacto y ligero que los mostrados anteriormente. No obstante, el factor del precio sigue persistiendo, ya que puede llegar a costar entre \$178,259 y \$217,209 MX (Brookfield, 2013).

Figura 11. Máquina de Caracterización CT3 Texture Analyzer



Nota. Adaptado de CT3 Texture Analyzer, por Brookfield, (2008).

3. Justificación

Debido a la pandemia generada por el virus SARS-CoV-2 causante de la enfermedad del COVID-19 y al cierre masivo que esta generó, resultaron afectados una gran cantidad de protocolos de investigación que requerían el uso de herramientas especiales localizadas en laboratorios. En el caso de la evaluación de cartílago, uno de los factores críticos fue la robustez que poseen los equipos normalmente usados; ya que debido al peso y a la infraestructura especializada que requieren algunos de ellos, el transporte a otros lugares representa una gran limitante para poder continuar trabajando.

Es por eso que en este trabajo pretendiendo aportar en esta dirección se propone diseñar y construir un dispositivo compacto y de fácil transporte que permita medir la respuesta mecánica de cartílago usando pruebas de compresión estática y que no requiera de una infraestructura especializada para ser utilizado.

4. Hipótesis

Es posible generar un dispositivo compacto, ligero y portátil que sea capaz de medir la respuesta mecánica de tejido de cartílago mediante el uso de pruebas de compresión estáticas.

5. Objetivos

Objetivo general

Diseñar y construir un prototipo que permita medir la respuesta mecánica de tejido de cartílago usando pruebas de compresión estáticas, que sea compacto, de fácil transporte y con una interfaz amigable implementando programas de diseño asistido por computador CAD y lenguaje de programación abierto

Objetivos específicos

1. Establecer el diseño mecánico del dispositivo de acuerdo con la funcionalidad requerida
2. Diseñar el programa e interfaz para controlar el dispositivo
3. Evaluar la respuesta del dispositivo sometiendo tejido de cartílago a pruebas de compresión estática

6. Metodología

6.1 Diseño de la estructura

La estructura del prototipo fue diseñada usando el programa CAD SolidWorks 2020, instalada en una computadora Acer modelo Aspire E5-575. Para el diseño se siguió el modelo del dispositivo Brookfield CT3 Texture Analyzer, mostrado en la figura 11, y se buscó que este fuera compacto y de fácil transporte, y que a su vez no involucrada dificultad alguna para su ensamble y fabricación.

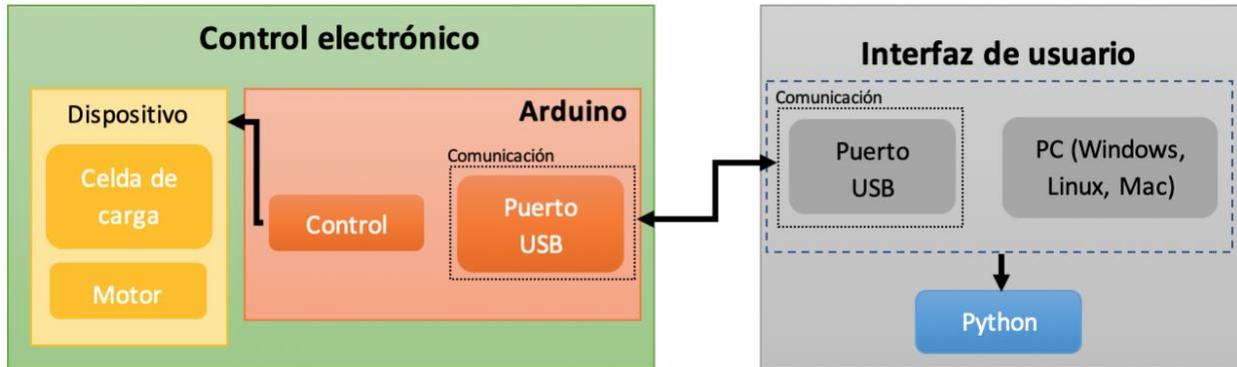
Por lo anterior, con la finalidad de disminuir el peso del prototipo se optó por utilizar como materia prima aluminio 6063 T5, que además de ser un material no tóxico para el usuario, este posee una alta resistencia mecánica, una baja densidad y una gran resistencia a la corrosión. En el Apéndice A se puede consultar las especificaciones del material.

Con el fin de disminuir la posible presencia de *backlash*, se utilizó un husillo de bolas para eje lineal de 8 mm.

6.2 Instrumentación electrónica

Para la instrumentación electrónica del prototipo se siguió el esquema general mostrado en la figura 12. En este esquema se puede observar como un Arduino no solo controla los instrumentos instalados en el dispositivo (celda de carga y motor paso a paso), sino también la comunicación establecida por medio del puerto USB (Universal Serial Bus) entre este y la interfaz de usuario.

Figura 12. Esquema de control electrónico y comunicación con interfaz de usuario

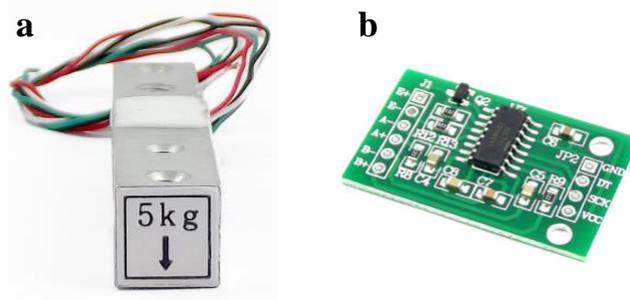


6.2.1 Celda de carga

Debido a que el objetivo principal de este trabajo es realizar pruebas mecánicas, la medición de la fuerza es un factor significativo. Por lo que se eligió una celda de carga de la marca Tecneu con un rango de hasta 5kgf (49 N) y una precisión de 0.001 g. Esta celda convierte la fuerza en una señal eléctrica, sin embargo, ya que esta señal se encuentra en el orden de los milivoltios, es necesario amplificarla antes de ser procesada. Es por eso que se usó el amplificador HX711 del mismo fabricante.

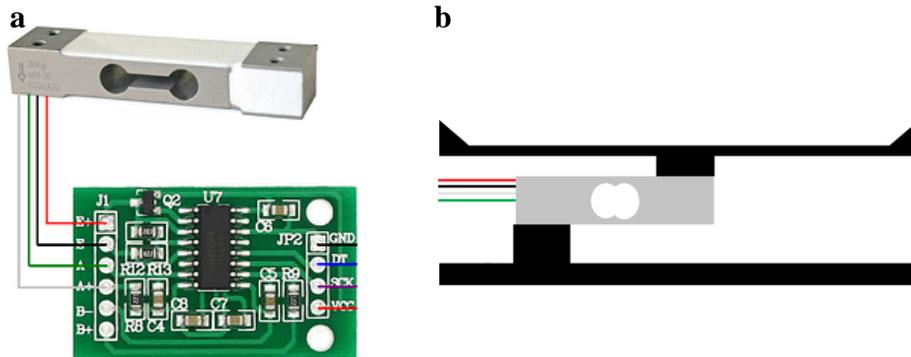
En la figura 13 se puede apreciar la celda de carga y el circuito impreso que corresponde al amplificador, y en la figura 14 se muestra la conexión electrónica entre la celda y el amplificador, además de una muestra del montaje básico de la celda de carga. Ver el apéndice B para consultar las especificaciones técnicas.

Figura 13. Celda de carga



Nota. A. Celda de carga de 5 kgf. B. Circuito amplificador de señales eléctricas. Adaptado de Sensor De Peso Celda De Carga 5kg Con Hx711, por Tecneu, (2021).

Figura 14. Conexión de celda de Carga-Amplificador



Nota. a. Conexión electrónica celda de Carga-Amplificador. b. Montaje básico de celda de carga. Adaptado de Transmisor de celda de carga HX711, por NAYLAMP Mechatronics, (2021).

6.2.2 Motor paso a paso

Un motor paso a paso permite convertir una serie de impulsos eléctricos en desplazamientos angulares discretos, ofreciendo así gran precisión y repetitividad en cuanto al posicionamiento. Es por eso que para este proyecto se usó un motor paso a paso tipo NEMA17HS4401, el cual es un motor bipolar con un ángulo de paso de 1.8° que cuenta con 4 cables para alimentar 2 bobinas y funciona a 5 V. Ver figura 15 y consultar apéndice C para las especificaciones técnicas del motor.

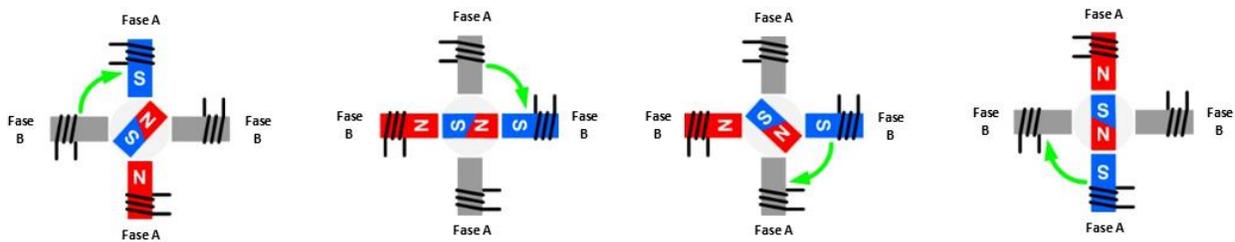
Figura 15. Motor paso a paso



Nota. Adaptado de Transmisor de 17HS4401 Datasheet, por MotionKing, (2021).

Un motor paso a paso está compuesto por una parte estacionaria, también conocida como estator y una parte móvil llamada rotor. El estator consta de una serie de electroimanes dispuestos en lugares específicos alrededor del rotor, mientras que el rotor consta de un imán. Por lo que el funcionamiento de un motor paso a paso inicia cuando una corriente fluye a través de las bobinas en el estator, esta hace que se activen los electroimanes atrayendo así el imán montado en el rotor y finalmente generando el desplazamiento angular. Cada vez que se active un electroimán en el estator, el imán ubicado en el rotor buscará alinearse con este generando el desplazamiento angular y así sucesivamente como se muestra en la figura 16.

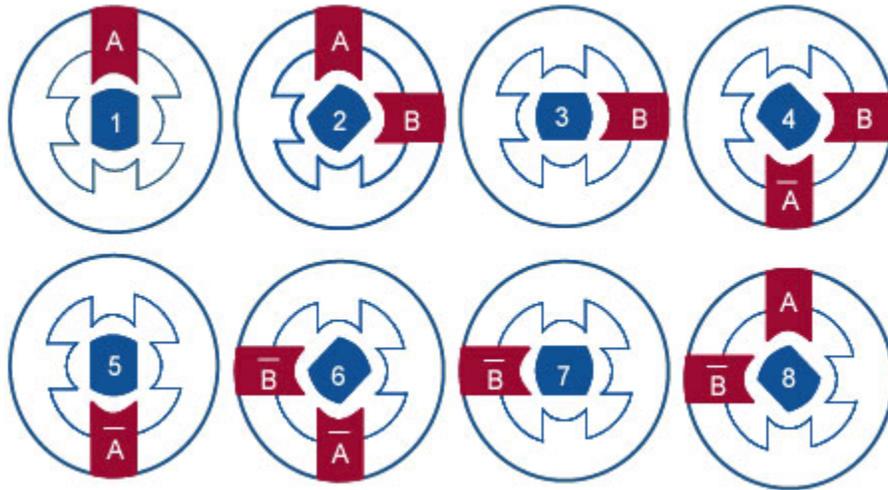
Figura 16. Funcionamiento del motor paso a paso



Nota. Adaptado de Motor paso a paso – Tipos y ejemplos del uso de motores paso a paso, por TEM Electronic Components, (2020).

No obstante, también es posible activar dos electroimanes simultáneamente con el fin de disminuir la magnitud del paso, incrementando así la resolución del motor. A esto se le conoce como micropasos. En la figura 17 se muestra el esquema del funcionamiento de un motor paso a paso implementando micropasos.

Figura 17. Funcionamiento motor paso a paso con micropasos



Nota. Adaptado de Motor paso a paso 28BYJ-48, por Luis Llamas, Ingeniería, informática y diseño, (2016).

Un motor tipo NEMA 17HS4401 cuenta con un ángulo de paso de 1.8° por cada paso, lo que quiere decir que para que el motor complete una revolución de 360° este motor deberá dar 200 pasos.

6.2.2.1 Propiedades Cinemáticas y Dinámicas

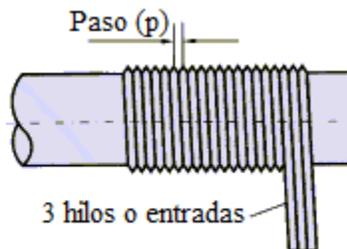
En la figura 18 se muestra el sistema aplicado en este diseño. Este sistema consta de un motor paso a paso acoplado a un tornillo sin fin con un husillo que permite la conversión de movimiento circular en un movimiento rectilíneo.

Figura 18. Sistema motor paso a paso con tornillo sin fin



El husillo al igual que otro tornillo, se caracteriza por el número de filetes o hilos de una rosca denominado como número de entradas (e) y la distancia entre dos filetes o hilos consecutivos denominado paso de la rosca (p), como se muestra en la figura 19.

Figura 19. Partes de un tornillo



Nota. Adaptado de *Mecanismos de Husillo y tuercas*, por José Luis Gonzales Viñas, (2020).

Por lo tanto, el avance estará dado por A como se muestra en la siguiente ecuación

$$A = p * e, \quad (3)$$

Si se tiene en cuenta que el tornillo usado en este proyecto tiene 4 filetes ($e = 4$) y 2 mm equivalentes al paso de la rosca ($p = 2 \text{ mm}$), al reemplazar estos datos en la ecuación (3), se obtiene lo siguiente:

$$A = 2 \text{ mm} * 4 = 8 \text{ mm}$$

Esto quiere decir que por cada vuelta completa (360° o 200 pasos) que el motor dé, avanzará 8 mm lineales. Al dividir ese avance lineal entre 360° para saber cuánto avanzaría por cada grado

$$\frac{8 \text{ mm}}{360^\circ} = 0.0222 \text{ mm por cada grado}$$

teniendo en cuenta que el motor utilizado tiene un ángulo de paso de 1.8°, se obtiene lo siguiente:

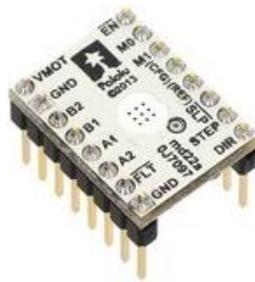
$$\frac{1.8^\circ * 0.0222 \text{ mm}}{1^\circ} = 0.04 \text{ mm}$$

Lo anterior quiere decir que este motor por cada paso de 1.8° de movimiento circular que da, avanzará 0.04 mm linealmente.

6.2.2.2 Controlador Micropasos DRV8834

En la figura 20 se muestra el controlador DRV8834, el cual permite dirigir un motor paso a paso bipolar con una corriente de salida de hasta 2 A por bobina. Como su nombre lo indica, este controlador ofrece la capacidad de aumentar la resolución de los pasos del motor a través de la división de pasos en pasos más pequeños o micropasos.

Figura 20. Controlador Micropasos DRV8834



Nota. Adaptado de DRV8834 Low-Voltage Stepper Motor Driver Carrier, por Pololu, Rootirc & Electronics, (2015).

A través del uso del controlador de micropasos no solo se puede lograr mejorar la resolución de los pasos del motor, sino que también que existan menos vibraciones en la estructura donde se implemente el motor. Esto último es debido a que, si los pasos son pequeños, la transición

entre cada paso será más suave. Adicionalmente, existen otras ventajas como un mayor torque y un menor consumo de corriente por parte del motor. En la tabla 1 se muestran las configuraciones posibles de micropasos que ofrece este controlador.

Tabla 1. Configuraciones con Micropasos controlador DRV8834

| Divisor | Grados por pasos (°) | Desplazamiento lineal por paso (mm) | Pasos por revolución (pasos) |
|----------------|---------------------------------|--|---|
| 1 | 1.8 | 0.04 | 200 |
| 2 | 0.9 | 0.02 | 400 |
| 4 | 0.45 | 0.01 | 800 |
| 8 | 0.225 | 0.005 | 1600 |
| 16 | 0.1125 | 0.0025 | 3200 |
| 32 | 0.05625 | 0.00125 | 6400 |

En la figura 21 es posible encontrar la distribución general de terminales del controlador.

Sin embargo, las terminales que finalmente se usaron fueron:

Figura 21. Distribución de terminales



Nota. Adaptado de DRV8834 Low-Voltage Stepper Motor Driver Carrier, por Pololu, Rootirc & Electronics, (2015).

1. MO Y M1: por medio de estas terminales es posible configurar la resolución del micropasos que se quiere usar. En la tabla 2 se muestra la configuración para establecer la resolución de micropasos por programa. Low quiere decir estado lógico bajo o 0, High estado lógico alto o 1 y Floating sin estado lógico

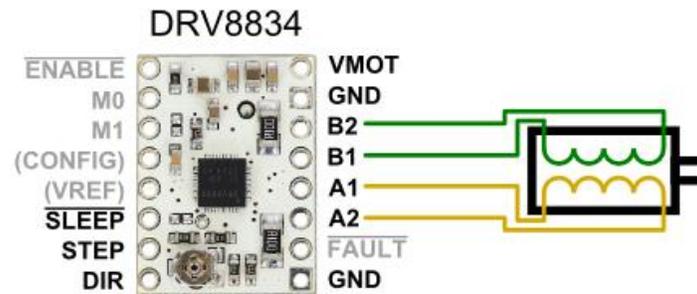
Tabla 2. Configuración de terminales M0 y M1 para resolución de paso.

| Resolución de micropasos | M0 | M1 |
|--------------------------|----------|------|
| Paso Completo | Low | Low |
| 1/2 paso | High | Low |
| 1/4 paso | Floating | Low |
| 1/8 paso | Low | High |
| 1/16 paso | High | High |
| 1/32 paso | Floating | High |

Nota. Adaptado de *DRV8834 Low-Voltage Stepper Motor Driver Carrier*, por Pololu, *Robotic & Electronics*, (2015).

2. SLEEP: por esta terminal es posible controlar el suministro de corriente de alimentación de las bobinas del motor. Un estado lógico alto permite el suministro de corriente y un estado de lógico bajo interrumpe el flujo.
3. STEP: con cada estado lógico alto en esta terminal, el motor dará pasos. La cantidad de pasos dependerá de la cantidad de estados lógicos altos enviados.
4. DIR: con esta terminal es posible controlar la dirección de giro del motor. Un estado alto hará que el motor gire en dirección de las manecillas del reloj y un estado bajo en la dirección contraria.
5. VMOT Y GND: estas dos terminales corresponden a la alimentación de energía del motor. En este caso el motor es energizado con una fuente de energía de 5V y una corriente de 2A. Se recomienda usar un condensador de 100 μ F conectado en paralelo a estas terminales con el fin de filtrar el voltaje suministrado al motor. Ver figura 22.
6. B2, B1, A1, A2: estas cuatro terminales van conectadas a las cuatro bobinas del motor. Ver esquema de la figura 22.

Figura 22. Esquema de conexión del motor al controlador.



Nota. Adaptado de *DRV8834 Low-Voltage Stepper Motor Driver Carrier*, por Pololu, Robotic & Electronics, (2015).

6.2.3 Arduino

Para el control de los elementos electrónicos implementados en el prototipo, se usó un Arduino UNO, ver figura 23. Este no solo se encargó de controlar la celda de carga y el motor, sino también de establecer la comunicación, transmisión y recepción de datos, con la interfaz de usuario por medio del puerto USB. Esta tarjeta cuenta con un microcontrolador ATmega328P y 20 terminales de entrada y salida, de las cuales 14 son digitales I/O y 6 análogas.

Figura 23. Tarjeta Arduino UNO



Nota. Adaptado de *Arduino Uno Rev3 SMD*, por Arduino, (2021).

6.2.3.1 Conexión Arduino y celda de carga

Debido a que la celda de carga está conectada al amplificador de señal HX711, la conexión entre el Arduino UNO y la celda de carga se realizó a través del amplificador. Las terminales usadas se muestran en la tabla 3.

Tabla 3. Terminales de conexión Arduino - Amplificador de señal HX711

| Arduino | HX711 |
|----------------|--------------|
| GND | GND |
| A5 | DT |
| A4 | SCK |
| 5V | VCC |

Desde el Arduino se energiza el amplificador HX711 con 5V a las terminales GND y VCC; y además se usaron las terminales analógicas A5 y A4, conectas a DT (Salida digital) y SCK (Entrada digital) respectivamente.

6.2.3.2 Conexión Arduino y motor

La conexión entre el Arduino UNO y el motor se hizo a través del controlador de micropasos DRV8834, ya que este último se encuentra en conexión directa al motor. Las terminales usadas se muestran en la tabla 4. Aparte de la conexión a tierra establecida con GND, el resto de las terminales usadas en el Arduino fueron digitales I/O.

Tabla 4. Terminales de conexión Arduino - Controlador DRV8834

| Arduino | DRV8834 |
|----------------|----------------|
| GND | GND |
| 5 | M0 |
| 4 | M1 |
| 3 | SLP |
| 2 | STEP |
| 1 | DIR |

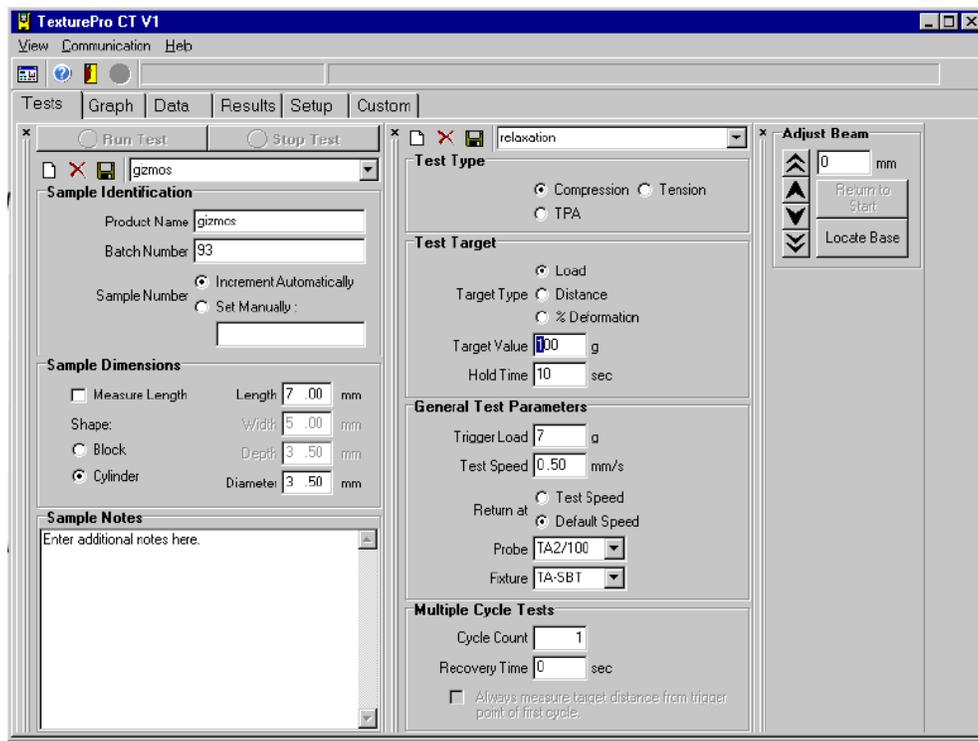
6.2.3.3 Envío y recepción de datos

La comunicación entre el Arduino y la interfaz se dio a través del puerto USB. Una vez que el usuario envíe la orden de inicio de la prueba desde la interfaz, se enviarán al Arduino los parámetros necesarios para iniciar la prueba. De igual manera, iniciada la prueba será el turno del Arduino enviar los datos del resultado de las mediciones por el puerto USB a la interfaz de usuario.

6.3 Diseño de la interfaz gráfica

Para el diseño de la interfaz se tomó como referencia la interfaz de usuario del equipo CT3 Texture Analyzer. Ver figura 24.

Figura 24. Interfaz de usuario equipo Brookfield CT3 Texture Analyzer



Nota. Adaptado de CT3 Texture Analyzer, por Brookfield, (2008).

Todo el desarrollo de la interfaz se realizó en Python bajo el editor de código Visual Studio Code. Se escogió programar en Python por ser un lenguaje de programación de alto nivel y por

poseer una licencia de código abierto. La base de toda la interfaz se encuentra programada usando principalmente la librería *PyQt5*, la cual ofrece una gran cantidad de herramientas para el desarrollo de interfaces de usuarios. Entre estas es posible encontrar botones, cuadros de texto, diálogos y ventanas emergentes. Para graficar la curva de esfuerzo-deformación se utilizaron algunos módulos de la librería *Matplotlib*, ya que esta no solo permite el trazado de las curvas, sino que también ofrece otros instrumentos para ampliar una zona en específico y observar el comportamiento de la gráfica incrementando el grado de detalle. Otra de las librerías importantes implementadas fue *serial*, ya que admite la disposición del módulo *serialPort* permitiendo la utilización de los puertos USB para el envío y recepción de datos entre el dispositivo y la computadora.

La estructura del programa de la interfaz en Python se basó en el patrón de arquitectura de software Modelo-Vista-Controlador (MVC). Este consiste en la construcción de tres componentes diferentes, el primero es el modelo, el cual se encarga de la parte lógica y contiene la funcionalidad y los datos principales de la aplicación. El segundo componente es la vista y es donde se implementa toda la interfaz gráfica de la aplicación. En esta se encuentran todas las partes conocidas como **Widgets** (botones, cuadros de diálogo y ventanas emergentes) con las cuales el usuario final interactúa. El último componente es el controlador, cuya función principal es conectar los componentes modelo y vista. Una vez que un usuario haga una petición, esta es enviada al componente del modelo para ser procesada y una vez se obtenga una respuesta, será enviada al componente de vista para ser mostrada al usuario.

6.4 Análisis de datos

Los datos obtenidos, recibidos y procesados por la interfaz de usuario son analizados permitiendo así el cálculo de diferentes parámetros importantes relacionados con el comportamiento del material.

Trabajo de deformación terminada

Es la energía disipada por el material y corresponde al área bajo la curva de esfuerzo-deformación desde el inicio hasta el valor objetivo.

Deformación recuperable

Representa la deformación que se puede recuperar una vez que el esfuerzo aplicado es removido. Esta es equivalente a la distancia del objetivo, ya sea carga o distancia, hasta la carga cero.

Trabajo recuperable

Corresponde a la energía recuperada por el material y es equivalente al área bajo la curva de esfuerzo-deformación desde el objetivo (carga o distancia) hasta la carga cero.

Trabajo total

Es igual a la suma entre el trabajo de deformación terminada y el trabajo recuperable.

Objetivo

Para cada prueba es posible escoger entre dos tipos de objetivos: llegar a una carga o a una distancia establecida por el usuario.

Esfuerzo máximo

Es equivalente a la carga en el punto máximo dividida en el área de la sección transversal de la muestra.

Porcentaje de deformación

Corresponde al porcentaje de deformación alcanzado por el material al ser comprimido. Este se calcula con el valor de la deformación correspondiente al esfuerzo máximo, dividido entre la altura de la muestra y finalmente multiplicado por cien.

Deformación en el esfuerzo máximo

Esta corresponde a la deformación dada en el punto que se presenta el esfuerzo máximo.

Resiliencia

Es la medición de cómo se recupera el material de la deformación en relación con la velocidad y la fuerza aplicada y se calcula dividiendo el trabajo recuperado entre el trabajo de deformación terminado.

Fracturabilidad

Corresponde al valor de carga en el que se da la primera fractura. En caso de que la prueba no sea de tipo destructivo o que no se presente una fractura, este valor corresponderá al valor de carga objetivo o máximo.

Caída Carga 1ª Fractura

Equivale al valor de carga seguida de alcanzar la carga o distancia objetivo en una prueba.

Módulo elástico (E)

El módulo elástico, también conocido como el módulo de Young, no fue posible calcularlo a través de la interfaz de usuario, ya que se encontró que la curva de esfuerzo-deformación del cartílago no sigue un comportamiento lineal, por lo tanto, no se puede aplicar la Ley de Hooke. Esto incrementó la complejidad para realizar este cálculo, así que se aplicó el modelo de hiperelasticidad partiendo de la función de densidad de energía de deformación o energía almacenada (W) propuesta por Mooney-Rivlin. Este modelo relaciona las tensiones y

deformaciones a través de una función de densidad de energía de deformación determinada, definida en función de las dos primeras invariantes del tensor de deformación de Cauchy-Green (Moreno *et al*, 2018) (Mao H., 2018), como se muestra en la siguiente ecuación

$$W = C_{10}(\bar{I}_1 - 3) + C_{01}(\bar{I}_2 - 3) + D_1(J - 1)^2, \quad (4)$$

En donde \bar{I}_1 y \bar{I}_2 equivalen a la primera y segunda invariante de deformación, respectivamente. C_{10} y C_{01} son las constantes del material relacionadas con la respuesta frente a distorsión o cambio de forma. D_1 corresponde a la constante elástica relacionada con el cambio de volumen y J es la determinante del gradiente de deformación.

La ecuación (4) corresponde a la función de densidad de energía de deformación para 2 parámetros.

La aplicación de este modeló se basó en el artículo publicado por (Brown *et al*, 2009), en donde se evalúan diferentes leyes constitutivas de deformación con el fin de predecir la respuesta mecánica de cartílago articular normal y con osteoartritis. Los autores a partir de la ecuación (5), de Mooney-Rivlin, establecen la relación esfuerzo-estiramiento (σ_1) como se muestra en la siguiente ecuación

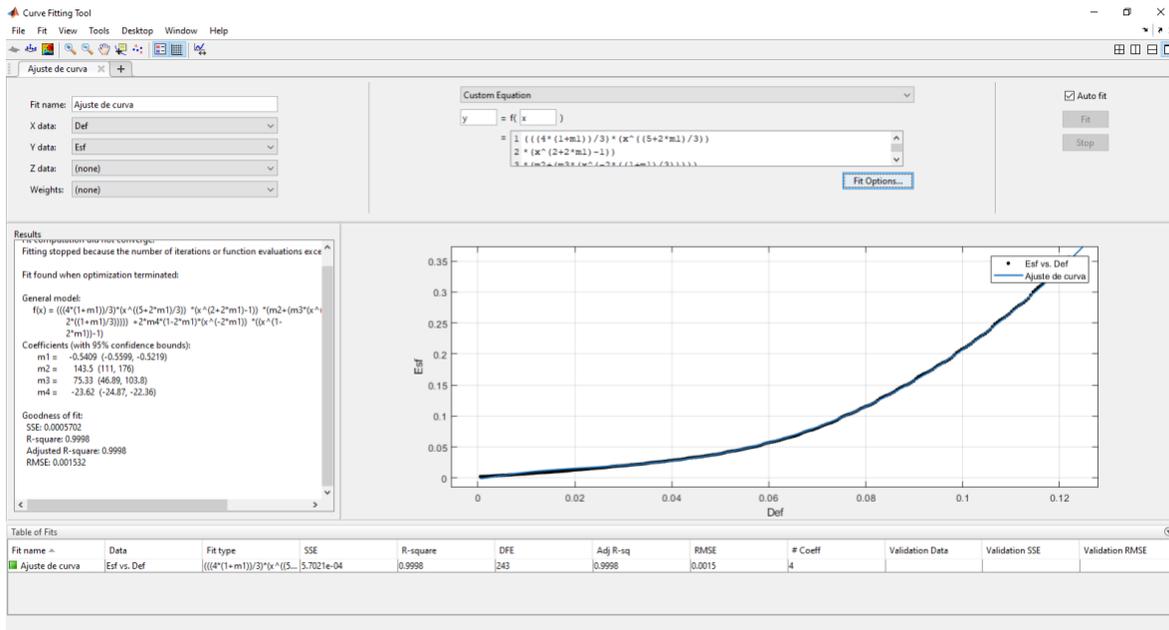
$$\sigma_1 = \frac{4(1+\nu)}{3} \lambda_1^{-(5+2\nu)/3} (\lambda_1^{2+2\nu} - 1) (C_{10} + C_{01} \lambda_1^{-2(1+\nu)/3}) + 2D_1(1 - 2\nu) \lambda_1^{-2\nu} (J - 1), \quad (5)$$

En donde ν corresponde al coeficiente de Poisson. λ_1 equivale a un alargamiento principal en uno de los ejes principales del plano cartesiano. C_{10} y C_{01} son las constantes del material relacionadas con la respuesta frente a distorsión o cambio de forma. D_1 corresponde a la constante elástica relacionada con el cambio de volumen y J es la determinante del gradiente de deformación.

Teniendo en cuenta estas fórmulas, se usó la aplicación ajuste de curva del software MATLAB versión 2019 instalada en una computadora Acer modelo Aspire E5-575. En este se cargaron los datos correspondientes a cada curva de esfuerzo-deformación obtenidas de forma

experimental, se ingresó la ecuación (5) y se inició el ajuste de la curva. La aplicación traza diferentes curvas buscando la que mejor se ajusta a los datos experimentales, evaluando que el coeficiente de determinación o bondad de ajuste sea igual o lo más cercano a uno ($r^2 = 1$). Al final, la curva con el coeficiente más cercano o igual a uno, es la que se considera para extraer los valores correspondientes de cada parámetro. Ver figura 25.

Figura 25. Aplicación de ajuste de curva de MATLAB



Una vez obtenido los resultados del ajuste de la curva, se calcula el módulo de corte G siguiendo la ecuación (6) (Mao H., 2018)

$$G = 2(C_{10} + C_{01}), \quad (6)$$

Para finalmente poder calcular E aplicando la ecuación (7) (Poplavko Y. M., 2019)

$$E = 2G(1 + \nu), \quad (7)$$

Debido a las propiedades del cartílago, se asume que $\nu = 0.5$, el cual corresponde al valor máximo de un material isotrópico elástico incompresible o un elastómero (Starkova *et al*, 2010) (Bachrach *et al*, 1998).

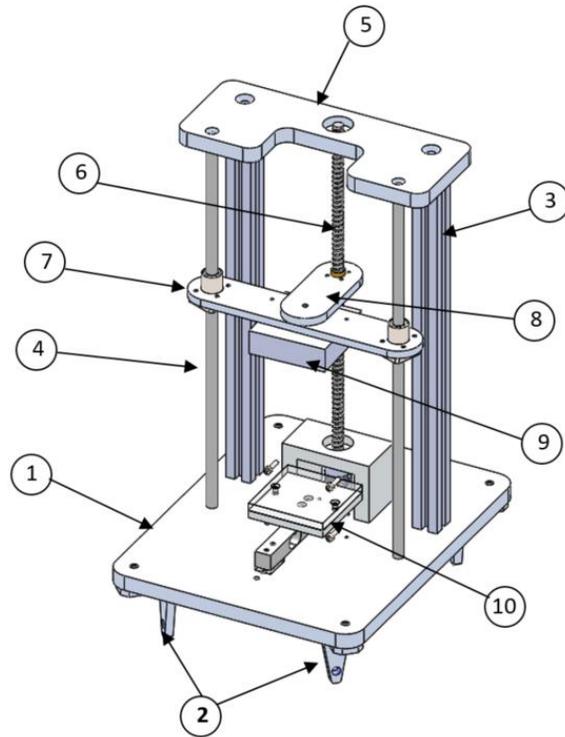
7. Resultados

7.1 Estructura

Como resultado final de la estructura mecánica se obtuvo un dispositivo que cuenta con un diseño compacto, ligero y de fácil construcción, cuyas dimensiones son 25 cm x 20 cm de base y 37.4 cm de alto, con una altura de trabajo efectivo de 23.7 cm y un peso total de 4 kg. Los componentes comerciales implementados en la integración son de proveedores nacionales y pueden ser adquiridos para su relacionamiento en plataformas digitales tales como lo son Amazon o Mercado libre. Los planos del prototipo se pueden consultar en el Apéndice A.

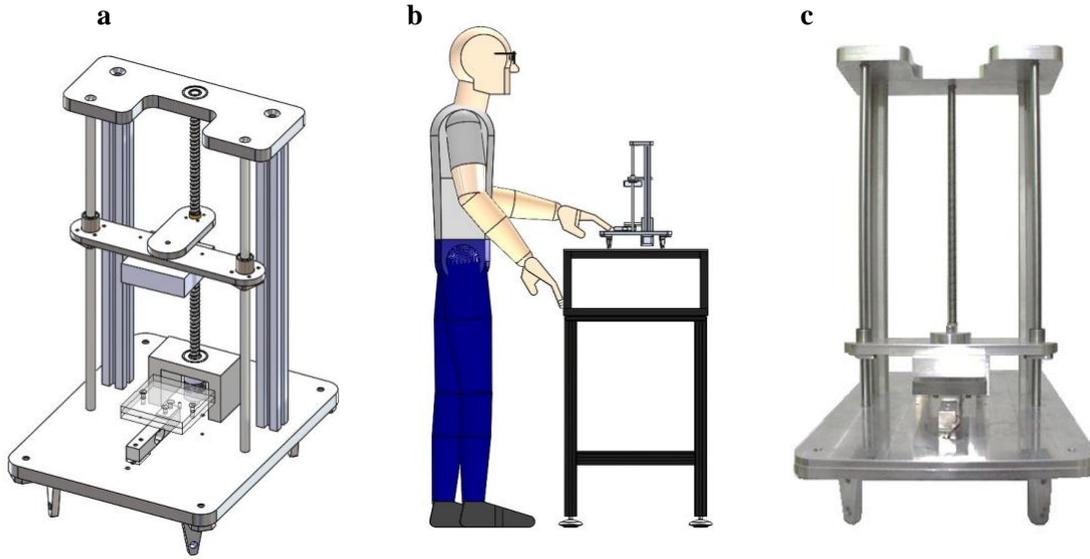
En la figura 26 se puede observar la estructura mecánica del dispositivo la cual está compuesta por una base principal (1) montada sobre cuatro patas (2) que le dan estabilidad al dispositivo y altura para la instalación del motor paso a paso en la parte inferior de la base. Cuenta también con dos columnas de perfil cuadrado de 3 cm x 3 cm x 30 cm (3) que en conjunto con dos flechas de 0.8 cm (4) soportan la base superior (5) en la cual se encuentra alojado un rodamiento que facilita el giro del tornillo de desplazamiento (6) y la alineación de la base superior con la base principal. La placa viajera (7) montada sobre dos rodamientos que se deslizan por las dos flechas de deslizamiento, está unida por una interfaz (8) con el husillo de bolas y en la cual está montada la placa o plancha que ejerce la compresión (9) para las pruebas mecánicas. Finalmente, cuenta también con una placa (10) que funge como sufridera e interfaz entre la celda de carga y la muestra para la prueba.

Figura 26. Prototipo final



En la figura 27 se puede observar la comparación del modelo CAD con el prototipo final real alcanzado (a)(c), así como una comparación del prototipo final con la representación de las dimensiones promedio de una persona (b).

Figura 27. Comparación del modelo

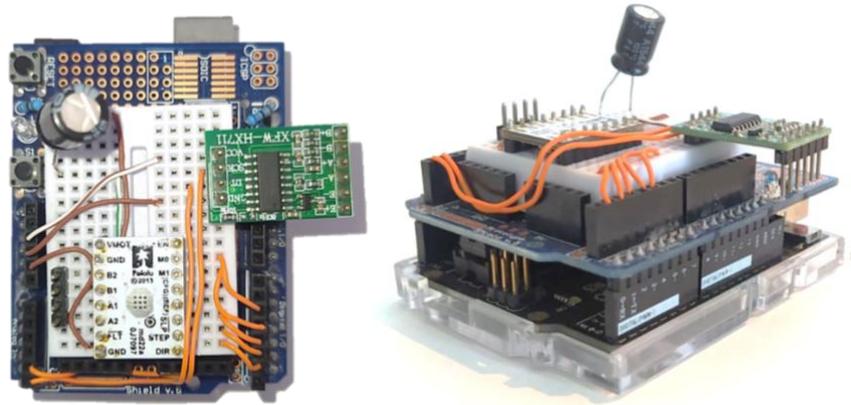


Nota. a. Esquemático del prototipo final. b. Comparación de tamaño real del prototipo. C. Prototipo real.

7.2 Electrónica

Se obtuvo un circuito electrónico con dimensiones finales de 6cm x 8cm x 5cm, en el cual se encuentra montada toda la instrumentación necesaria para el control del dispositivo y la comunicación con la interfaz de usuario. Dicho circuito está formado por una tarjeta Arduino Uno unidad con una tarjeta de extensión con conexiones rápidas para el montaje de los componentes electrónicos. Ver figura 28. Este circuito es conectado al motor paso a paso y la celda de carga a través de buses de datos, y la comunicación con la computadora para ejecutar la interfaz se hace usando el cable de conexión USB del Arduino.

Figura 28. Circuito electrónico



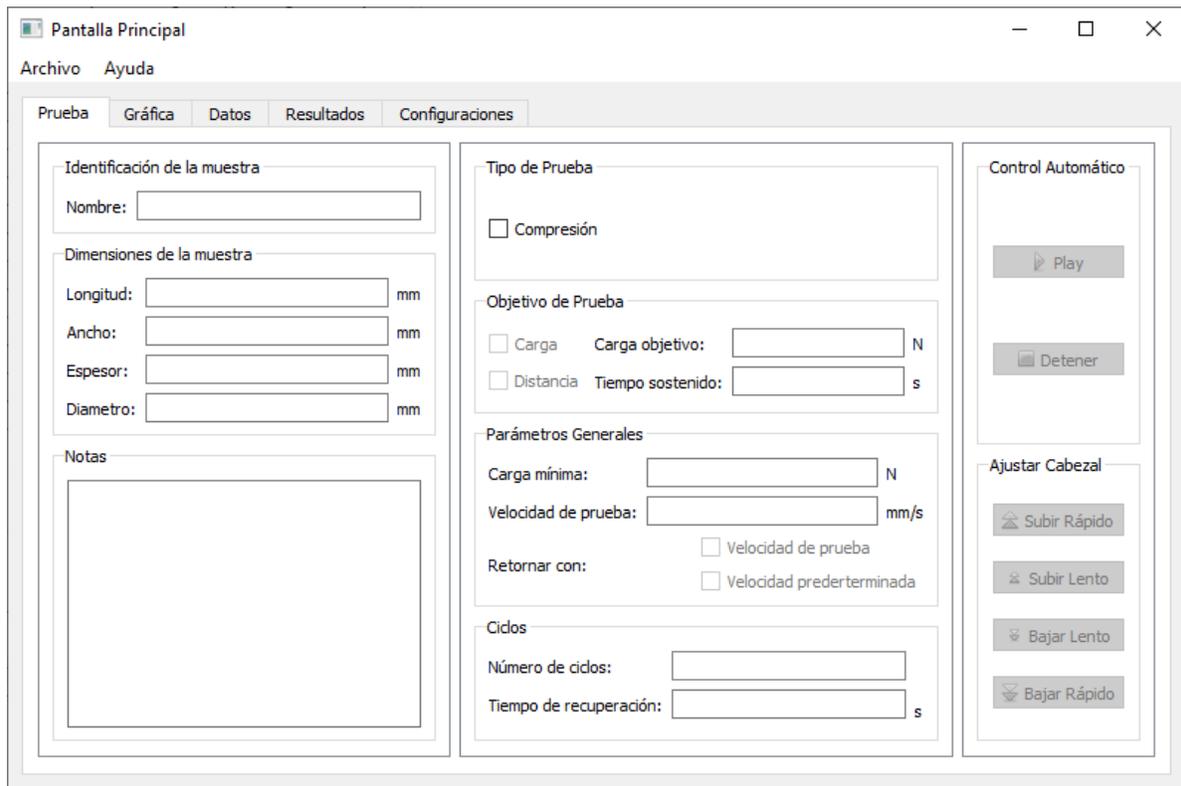
Nota. Vista superior y de perfil

7.3 Interfaz gráfica

Con el fin de controlar y monitorear las acciones del dispositivo, se diseñó y se programó una interfaz gráfica. Dicha interfaz se programó usando el lenguaje de programación Python y el editor de código Visual Studio Code. Se escogió programar en Python por ser un lenguaje de programación de alto nivel y por poseer una licencia de código abierto.

En la figura 29 se puede observar la vista general de la interfaz gráfica de usuario final. Esta interfaz se encuentra dividida en 5 pestañas: prueba, gráfica, datos, resultados y configuraciones. Además, cuenta con dos menús desplegables llamados archivo y ayuda.

Figura 29. Interfaz Gráfica de Usuario



7.3.1 Pestaña de prueba

En la pestaña de Prueba se encuentra todo lo relacionado con la ejecución de la prueba, desde información de la muestra, parámetros, entre otros. Esta pestaña se encuentra subdividida en tres columnas. La primera columna, de izquierda a derecha, está relacionada con la información de la muestra y las opciones que ofrece se puede ver en la figura 30.

Figura 30. Columna de identificación de la muestra

| | |
|------------------------------|-------------------------|
| Identificación de la muestra | |
| Nombre: | <input type="text"/> |
| Dimensiones de la muestra | |
| Longitud: | <input type="text"/> mm |
| Ancho: | <input type="text"/> mm |
| Espesor: | <input type="text"/> mm |
| Diámetro: | <input type="text"/> mm |
| Notas | |
| <input type="text"/> | |

7.3.1.1 Identificación de la muestra

En esta casilla es posible escribir el nombre de la muestra. A pesar de que no tiene un límite de caracteres es recomendable que el nombre sea corto y preciso, el cual permita identificar la muestra de manera sencilla.

7.3.1.2 Dimensiones de la muestra

Este apartado tiene cuatro casillas en donde es posible dar más información sobre la muestra. En orden de arriba hacia abajo viene dada la longitud, el ancho, el espesor y el diámetro, en caso de que la muestra cuenta con este último. Hay que resaltar que todas estas dimensiones se deben proporcionar en (mm).

7.3.1.3 Notas

Esta es la última casilla de la primera columna, este espacio permite que se proporcione más información sobre la muestra. A pesar de que tampoco tiene límite de caracteres, se recomienda sólo proporcionar información que ayude a describir o identificar mejor la muestra.

La segunda columna consiste en todo lo relacionado a la ejecución de la prueba. Las opciones que se encuentran en esta columna se muestran en la figura 31.

Figura 31. Columna para tipo de prueba e ingreso de parámetros

Formulario de configuración de prueba:

- Tipo de Prueba:**
 - Compresión
- Objetivo de Prueba:**
 - Carga Carga objetivo: kgf
 - Distancia Tiempo sostenido: s
- Parámetros Generales:**
 - Carga mínima: kgf
 - Velocidad de prueba: mm/s
 - Retornar con:
 - Velocidad de prueba
 - Velocidad predefinida
- Ciclos:**
 - Número de ciclos:
 - Tiempo de recuperación: s

7.3.1.4 Tipo de Prueba

El fin de esta opción es poder elegir el tipo de prueba que se quiere realizar. Para este prototipo solo está la ofrece la opción de compresión y una vez que se seleccione la prueba de compresión, se habilitarán automáticamente los parámetros correspondientes.

7.3.1.5 Objetivo de Prueba

Para el objetivo de la prueba hay dos opciones, si el objetivo principal de la prueba es someter la muestra hasta cierta carga o si por el contrario es llegar hasta una distancia dada por el usuario. Para cualquiera de los dos casos, hay una casilla en donde se puede especificar el valor del objetivo. Para el caso de carga las unidades son Newton (N) mientras que para la distancia será (mm). Adicional a esto, es posible determinar si una vez alcanzado el objetivo, se quiere mantenerlo así por un tiempo determinado (tiempo sostenido) dado en segundos (s).

7.3.1.6 Parámetros generales

En esta casilla es posible establecer los siguientes tres parámetros: carga mínima, velocidad de prueba y retorno.

Con la carga mínima es posible establecer el valor desde el cual se iniciará el registro de la respuesta mecánica del material evaluado. Para establecer este parámetro, el usuario deberá digitarlo en la casilla y debe tener en cuenta que las unidades de la carga mínima son en N.

Al igual que con el parámetro de carga mínima, el usuario deberá digitar el valor en la casilla para establecer la velocidad de la prueba. Esta será la velocidad en la que se llevará a cabo la prueba. Es preciso resaltar que existe una velocidad predeterminada de 3.25 mm/s, la cual se usará para que el cabezal se acerque hasta donde está la muestra.

El acercamiento del cabezal tomará en cuenta el espesor o altura de la muestra, establecida por el usuario en la primera columna de la pestaña de prueba. Por lo que, el cabezal avanzará hasta la muestra con la velocidad predeterminada y una vez que esté a 5 mm antes de la muestra, cambiará la velocidad a la establecida por el usuario.

Finalmente, el usuario tendrá que elegir la velocidad de retorno del cabezal: velocidad de la prueba (establecida por el usuario) o velocidad predeterminada. Una vez que se cumple el

objetivo de la prueba, llegar a una carga o a una distancia establecida por el usuario, el cabezal se mantendrá en esa posición el tiempo establecido por el usuario en la casilla de tiempo sostenido de las opciones de objetivo de la prueba. Cuando se cumpla ese tiempo, el cabezal regresará a la posición inicial teniendo en cuenta la velocidad escogida por el usuario.

7.3.1.7 Ciclos

En esta opción, el usuario podrá establecer la cantidad de ciclos a los que quiera someter la muestra, al igual que el tiempo entre cada ciclo.

La última columna está relacionada con el arranque de la prueba. En la figura 32 se pueden ver las opciones ofrecidas.

Figura 32. Casilla de inicio de prueba y control del cabezal



7.3.1.8 Control automático

Una vez que el usuario haya proporcionado toda la información para llevar a cabo la prueba y esté listo, puede iniciar presionando el botón Play. Al presionar este botón, se enviará la

información y la orden para que inicie la prueba. La prueba iniciará teniendo en cuenta toda la información proporcionada, sin embargo, en caso de que el usuario quiera detener la prueba, sólo será posible si presiona el botón detener. En este caso, el proceso se interrumpiría y el cabezal volvería a su posición original.

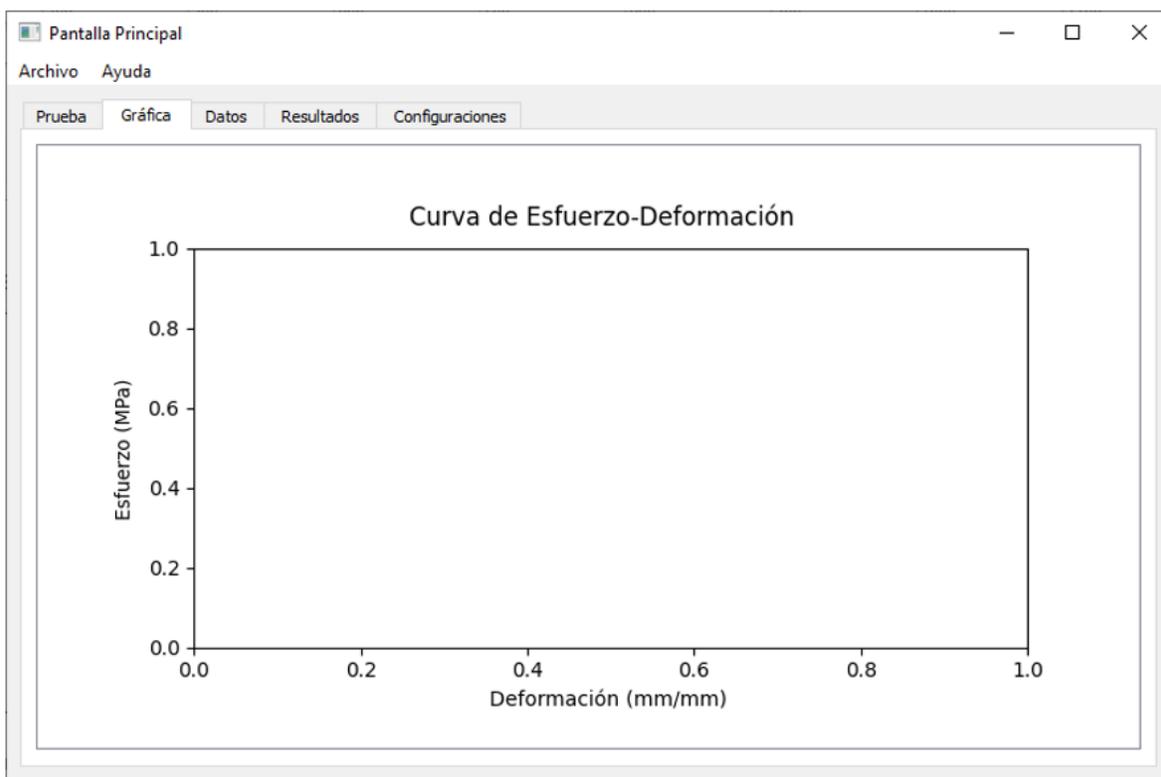
7.3.1.9 Ajustar cabezal

Si, por el contrario, el usuario quisiera acercar el cabezal a la muestra de forma manual, esto será posible presionando los botones de subir (lento o rápido) o bajar (lento o rápido).

7.3.2 Pestaña de gráfica

En esta pestaña se mostrará la gráfica resultante de Esfuerzo-Deformación, ver figura 33. Inicialmente los datos obtenidos del sensor serán Carga (N) vs Tiempo (s), sin embargo, debido a que la velocidad es constante es posible calcular los valores de esfuerzo y deformación para luego ser graficados. Por lo cual, esta gráfica se actualizará una vez que la prueba haya finalizado. Las unidades del esfuerzo estarán dadas en N/m^2 o Pascales, mientras que la deformación en mm/mm .

Figura 33. Pestaña de Gráfica

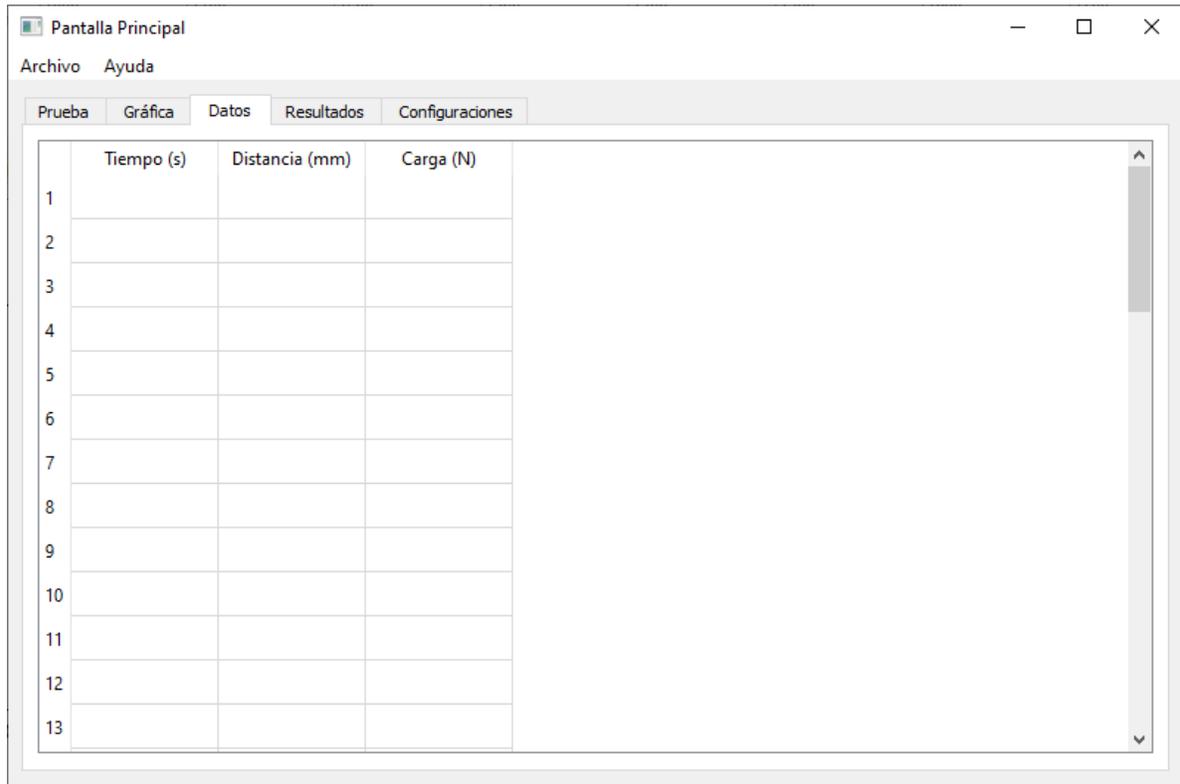


7.3.3 Pestaña de datos

Esta pestaña cuenta con una tabla, la cual mostrará los datos registrados por el sensor. Estos datos serán enviados a la interfaz desde el Arduino, ver figura 34. Los datos que se mostrarán serán el tiempo en segundos, la distancia dada en mm y la carga dada en N.

El tiempo estará determinado por el tiempo de muestreo predeterminado de 0.1 s. La distancia se irá registrando una vez el cabezal tenga contacto con la muestra y empiece el proceso de compresión. Finalmente, la carga estará dada por la respuesta del sensor. Hay que resaltar que una vez ubicada la muestra, este peso, también conocido como tara, se tomará como cero y solo se registrará la fuerza o carga ejercida sobre la muestra.

Figura 34. Pestaña de Datos

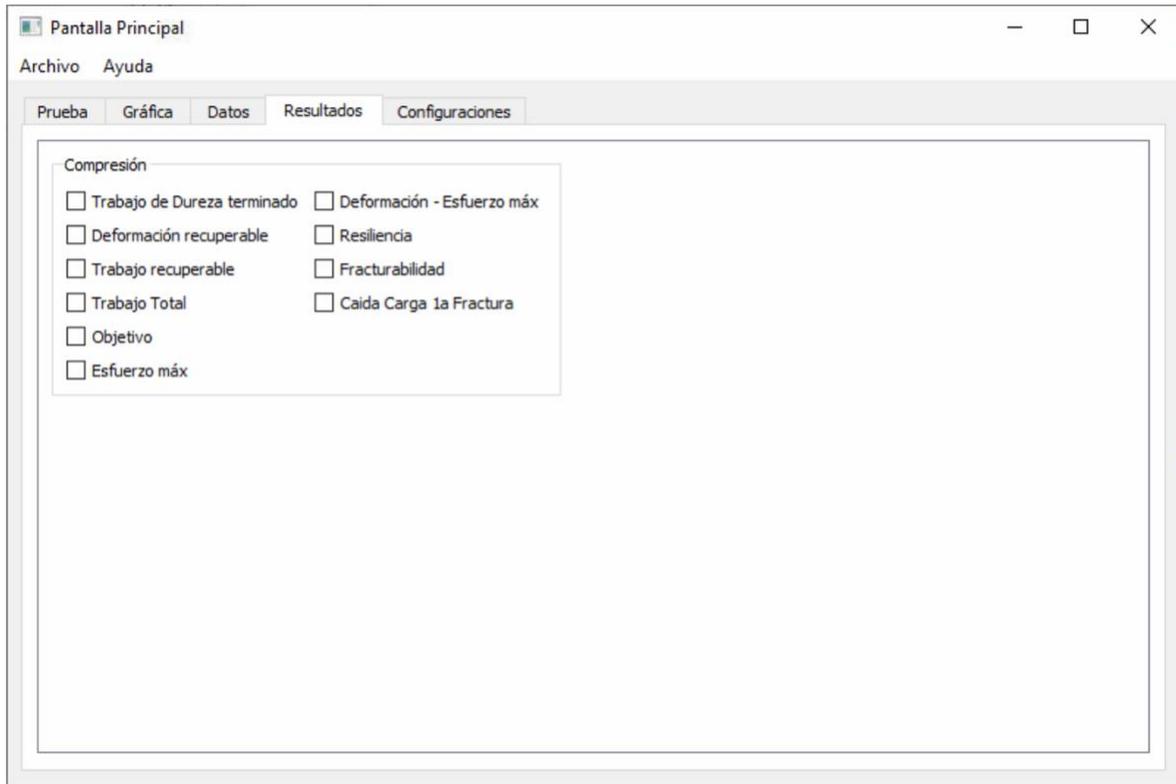


| | Tiempo (s) | Distancia (mm) | Carga (N) |
|----|------------|----------------|-----------|
| 1 | | | |
| 2 | | | |
| 3 | | | |
| 4 | | | |
| 5 | | | |
| 6 | | | |
| 7 | | | |
| 8 | | | |
| 9 | | | |
| 10 | | | |
| 11 | | | |
| 12 | | | |
| 13 | | | |

7.3.4 Pestaña de resultados

En esta pestaña es posible seleccionar los resultados que se quieren de la prueba realizada, ver figura 35. Hay que tener en cuenta que el cálculo de las opciones seleccionadas se mostrará en el documento generado al guardar la prueba. Consultar el diseño de la interfaz en el capítulo 6 para ampliar la información de cada resultado y de cómo son calculados.

Figura 35. Pestaña de Resultados

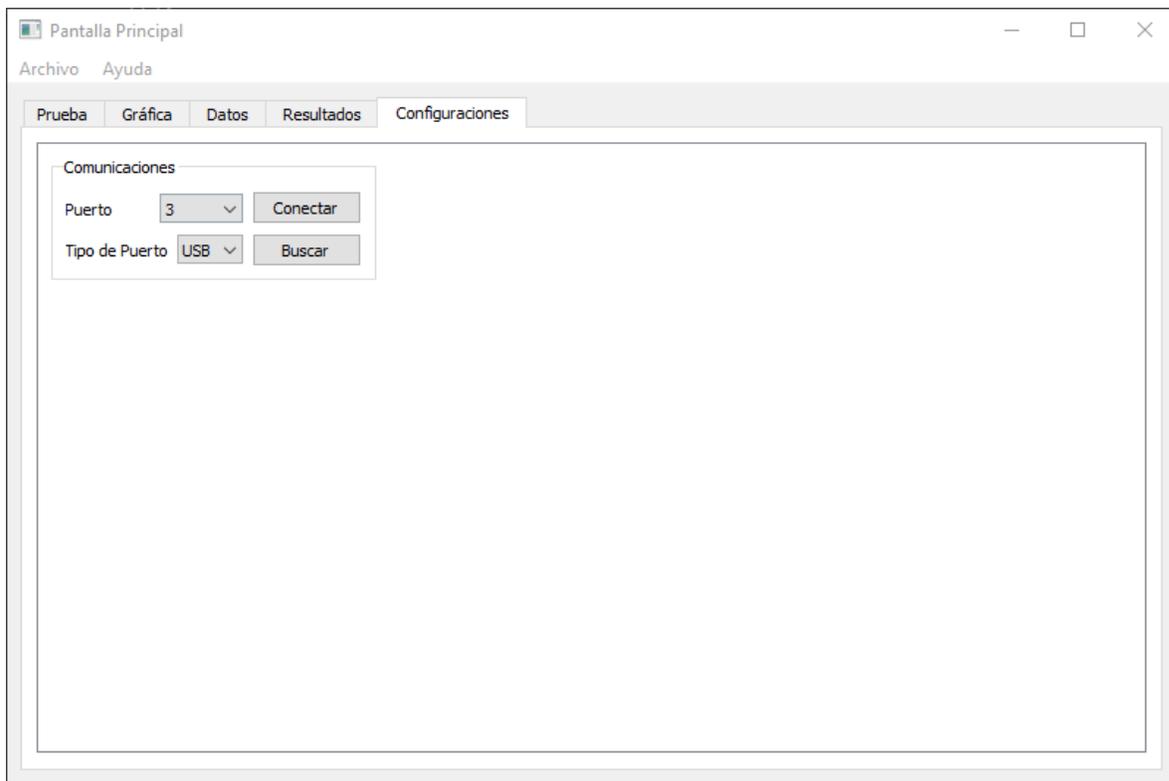


7.3.5 Pestaña de configuraciones

En la figura 36 se muestra la pestaña de configuraciones, en esta el usuario puede establecer la comunicación entre la interfaz y el dispositivo, a través del Arduino. Debido a que la comunicación entre los dos se hace por un puerto USB, y teniendo en cuenta que una computadora puede tener más de un puerto, es necesario para la interfaz saber en qué puerto se conectará el dispositivo. Por lo que el usuario tendrá dos opciones para establecer la comunicación. La primera será seleccionando el puerto al cual se conectó el dispositivo, pero para esto el usuario deberá tener conocimiento del número del puerto de donde se conectó el dispositivo. Por otra parte, si el usuario no conoce este dato, podrá, como segunda opción, presionar el botón de buscar y así, la interfaz hará la búsqueda automática del número del puerto. Una vez se haya seleccionado el puerto, sin

importar la opción que se haya usado, el usuario deberá presionar el botón de conectar para establecer la comunicación.

Figura 36. Pestaña de Configuraciones



7.3.6 Menú de archivo

Se encuentra en la parte superior derecha, ver figura 37. Al presionar sobre este el usuario encontrará las opciones de nuevo, guardar y salir.

Al seleccionar Nuevo, toda la información que se esté mostrando en la interfaz en ese momento se borrará y se mostrará nuevamente la interfaz lista para ingresar los datos para una nueva prueba. Si por el contrario el usuario selecciona la opción Guardar, una ventana emergente aparecerá y como se puede ver en la figura 38, el usuario podrá generar un archivo en donde se guardará toda la información de la prueba realizada. En el apéndice E se puede ver como luce el archivo generado, este será un archivo Excel.

En caso de que la opción Salir sea seleccionada, se cerrará toda la aplicación, sin embargo, aparecerá una ventana emergente pidiendo la confirmación de dicha acción, ver figura 39.

Figura 37. Menú de Archivo

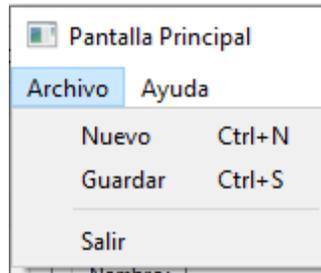


Figura 38. Ventana emergente opción Guardar

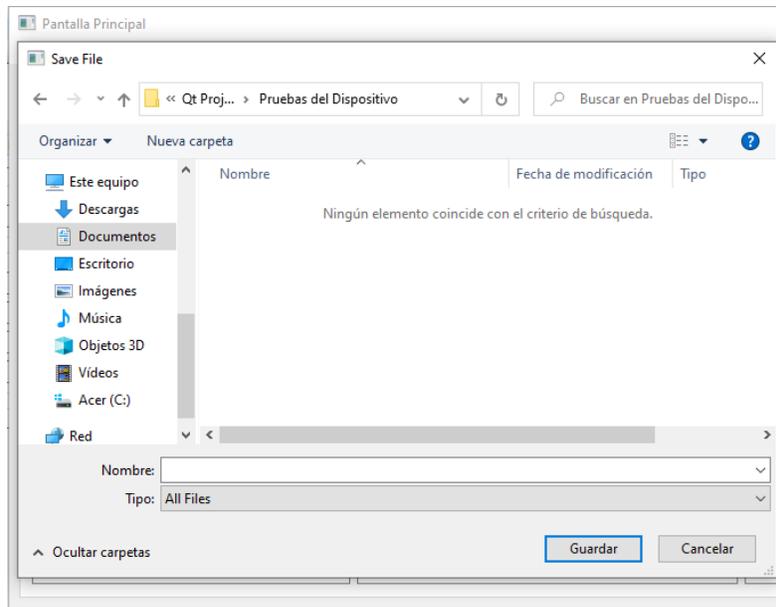
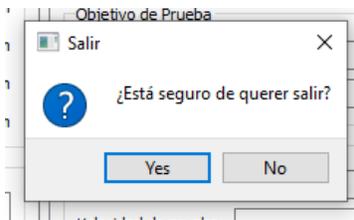


Figura 39. Confirmación para salir



7.3.7 Menú de ayuda

En la figura 40, se muestra el menú Ayuda. Este menú sólo ofrece una opción, la cual brinda información relacionada al desarrollo de la interfaz. Al presionar sobre About aparecerá una ventana emergente como se ve en la figura 41.

Figura 40. Menú de Ayuda

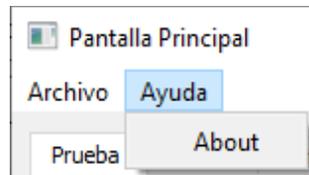
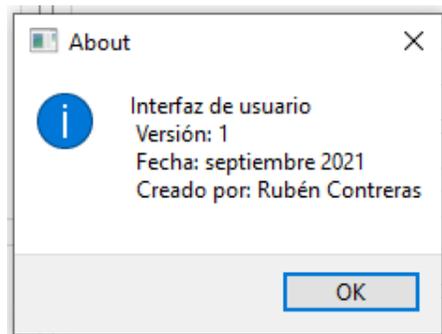


Figura 41. Ventana emergente opción About



8. Características técnicas y pruebas del dispositivo

En la figura 42 se muestra el prototipo final con todos los instrumentos electrónicos implementados. Este prototipo es capaz de realizar pruebas de compresión estática, de uno o varios ciclos y las características de este dispositivo se pueden ver en la tabla 5.

Figura 42. Prototipo final con instrumentación electrónica

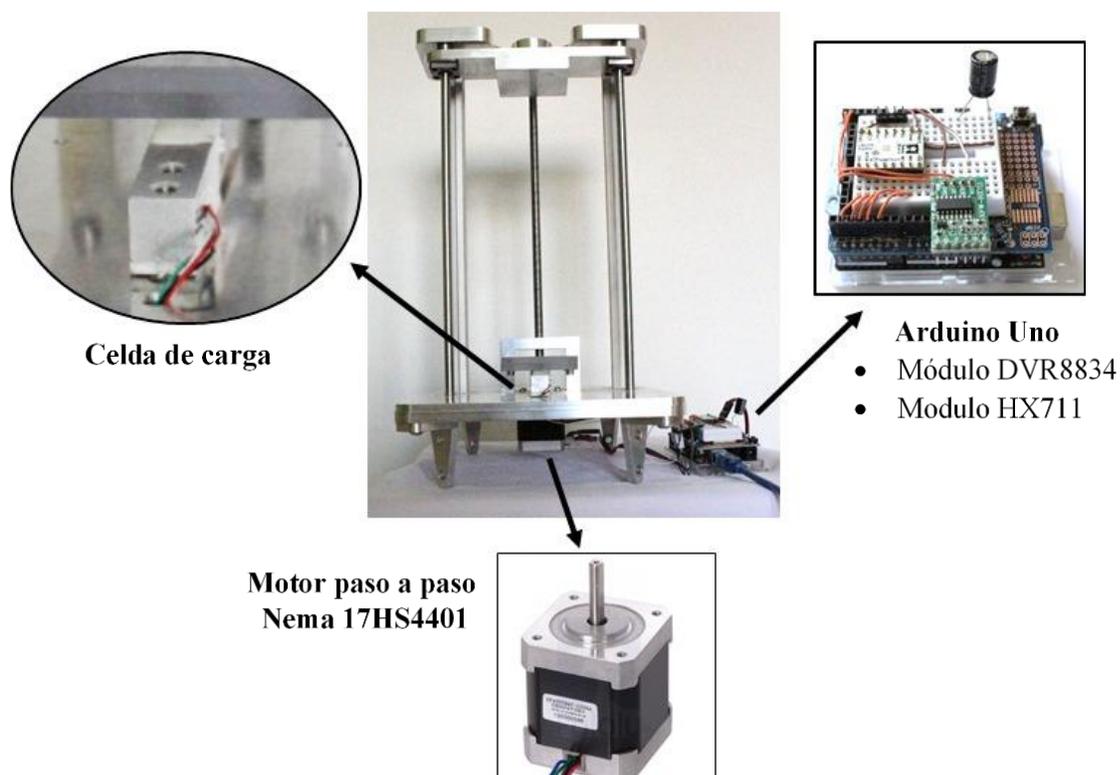


Tabla 5. Características del prototipo final

| | |
|----------------------------------|-----------------------------|
| Compresión máxima | 49 N (5 kgf) |
| Material de la estructura | Aluminio 6063 T5 |
| Material de placas | Aluminio 6063 T5 y acrílico |
| Velocidad | 0.6 mm/min a 360 mm/min |
| Altura de trabajo | 23.7 cm |
| Voltaje de alimentación | 110V-240V |
| Terminales Analógicas | 2 (A4 y A5) |
| Terminales Digitales | 5 (1 a 5) |

8.1 Pruebas del dispositivo

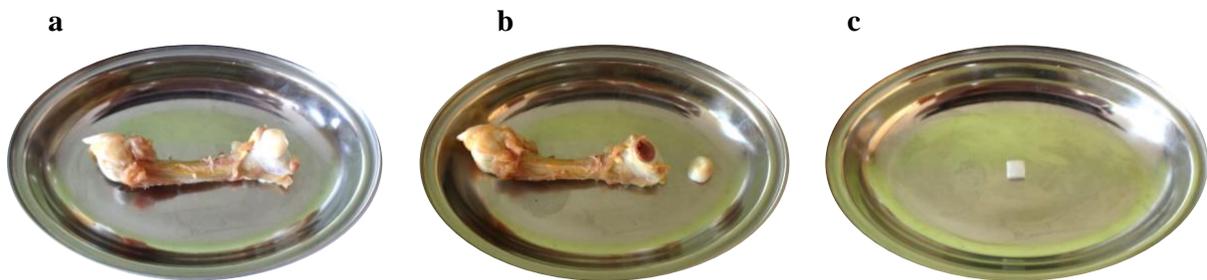
Una vez terminado el prototipo final se realizaron diferentes pruebas con el fin de calibrar todos los componentes y determinar sus capacidades. Primero se inició con la calibración de la celda de carga, la cual ya contaba con un certificado de calibración. El proceso consistió en pesar un juego de masas de calibración como si fuera una báscula con el fin de determinar la constante de calibración. Una vez que se determinó la constante de calibración, se ajustó en el programa de Arduino y se volvió a pesar para comparar si lo pesado era correspondiente al peso de las masas. Para determinar la velocidad de desplazamiento, se cronometró el tiempo que tardaba en recorrer 20 cm a diferentes velocidades.

Adicionalmente, se preparó una muestra de cartílago de pollo, para medir la respuesta mecánica por compresión estática.

8.2 Preparación de la muestra

La muestra de cartílago de pollo se extrajo de la cabeza del fémur como se muestra en la figura 40. Primero se extrajo el cartílago del hueso y posteriormente con el fin de generar una muestra más pequeña y uniforme se cortó como se muestra en la figura 43(c).

Figura 43. Proceso de extracción de cartílago de pollo



Una vez que se obtuvo la muestra, se midieron las dimensiones con un Vernier. Y se registró el largo, ancho y espesor como se muestra en la figura 44. Las dimensiones finales de la muestra se pueden observar en la tabla 6.

Figura 44. Medición de dimensiones de las muestras de cartílago de pollo



Tabla 6. Dimensiones de la muestra

| Dimensiones | |
|--------------------|---------|
| Largo | 7.28 mm |
| Ancho | 6.9 mm |
| Espesor | 3.24 mm |

8.3 Pruebas de compresión

Una vez lista la preparación de la muestra, se inició la interfaz de usuario y se ingresaron los datos necesarios para llevar a cabo la prueba. Se puede consultar apéndice E para el manual de uso del dispositivo. En la pestaña de la prueba se ingresó la información de la muestra como el nombre y las dimensiones. También se seleccionaron tanto el tipo de prueba, así como sus parámetros.

En la figura 45 se muestra como se ve la interfaz con los datos de la muestra 1. Se ingresó la información de la muestra y las dimensiones de la tabla 6. El objetivo de la prueba de compresión fue llegar a una carga de 17.8 N, y que al alcanzar dicha carga el cabezal permaneciera 1s ejerciendo la carga sobre la muestra, antes de retroceder. En los parámetros generales se estableció un registro de los datos a partir de una carga mínima de 0.10 N y una velocidad de 0.016 mm/s de

avance, además, se estableció que una vez que la prueba alcance el objetivo y pase el tiempo sostenido, el cabezal se regresará a la misma velocidad con la que avanzó.

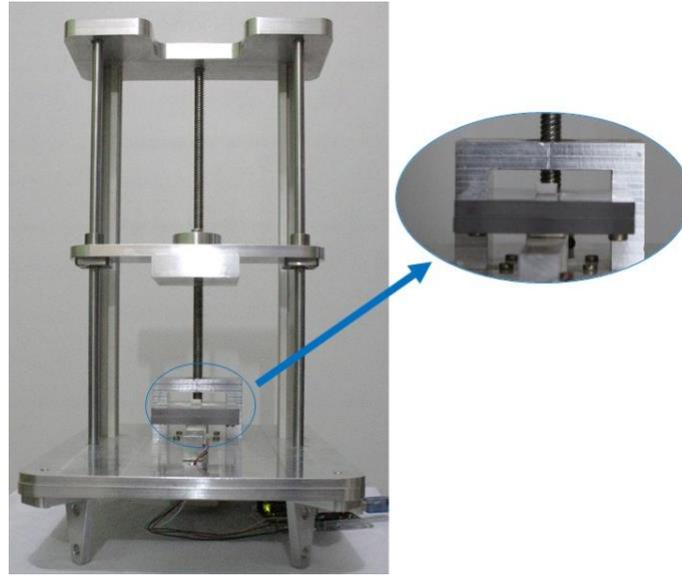
Figura 45. Parámetros para prueba mecánica

The screenshot shows a software window titled 'Pantalla Principal' with a menu bar containing 'Archivo' and 'Ayuda'. Below the menu bar are tabs for 'Prueba', 'Gráfica', 'Datos', 'Resultados', and 'Configuraciones'. The 'Configuraciones' tab is active, displaying the following configuration options:

- Identificación de la muestra:** Nombre: Cartilago de pollo
- Dimensiones de la muestra:** Longitud: 7.28 mm, Ancho: 6.9 mm, Espesor: 3.24 mm, Diametro: (empty) mm
- Notas:** (empty text area)
- Tipo de Prueba:** Compresión
- Objetivo de Prueba:** Carga (Carga objetivo: 17.8 N), Distancia (Tiempo sostenido: 1 s)
- Parámetros Generales:** Carga mínima: 0.1 N, Velocidad de prueba: 0.016 mm/s, Retornar con: Velocidad de prueba, Velocidad predefinida
- Ciclos:** Número de ciclos: 1, Tiempo de recuperación: 0 s
- Control Automático:** Play, Detener
- Ajustar Cabezal:** Subir Rápido, Subir Lento, Bajar Lento, Bajar Rápido

Después de ingresar los datos de la muestra y los parámetros de la prueba, la muestra fue puesta aproximadamente en la mitad de la placa inferior, como se muestra en la figura 46, y finalmente se inició la prueba presionando el botón de Play. La prueba tuvo una duración de 8 min.

Figura 46. Prueba de compresión puesta en marcha



Una vez terminada la prueba se generó la curva de Esfuerzo - Deformación mostrada en la figura 47 y se generó un archivo con los resultados calculados, los cuales se muestran en la figura 48.

En la Curva de Esfuerzo-Deformación se muestra que este material no tiene un comportamiento lineal y como el esfuerzo va aumentando hasta el punto de registrar un esfuerzo máximo, al igual que una deformación máxima. Dicho esfuerzo máximo alcanzado corresponde a la fuerza objetivo de la prueba establecida por el usuario.

Una vez en este punto de esfuerzo y deformación máximos, y teniendo en cuenta que en este momento empieza el proceso de descompresión, se observa cómo existe una caída en el esfuerzo lo cual quiere decir que el material tuvo una deformación considerable.

Al contrastar lo observado con la curva de Esfuerzo-Deformación (figura 47) con los resultados (figura 48) se pudo comprobar lo observado. El Módulo de Young calculado, usando el modelo de hiperelasticidad de Mooney-Rivlin, fue de 245 MPa. El esfuerzo máximo alcanzado fue de 0.36 MPa y se generó una deformación máxima de 0.12 mm/mm correspondientes a ese

esfuerzo. Después de alcanzado el esfuerzo máximo, se presentó una caída de carga de 15.76 N, equivalentes a un esfuerzo de 0.3137 MPa.

La muestra alcanzó una deformación de 0.40 mm lo que equivale a un porcentaje de deformación del 12.2% y a 1.988 mJ de energía disipada y 0.73 mJ de energía recuperada. Por lo que se obtuvo un trabajo total de 2.72 mJ.

Figura 47. Curva de Esfuerzo - Deformación de la Muestra

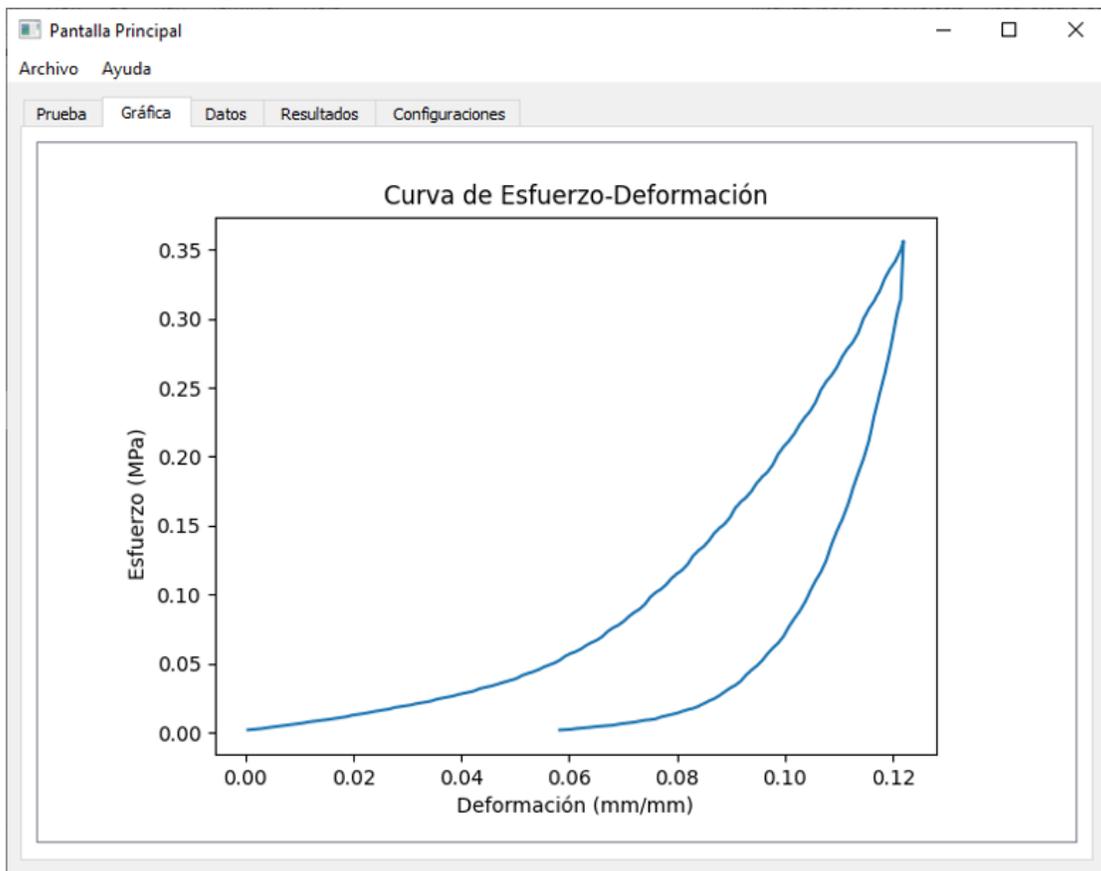


Figura 48. Análisis de Datos del Cartílago

INFORME DE DATOS

| Identificación de la Muestra | | | | | |
|-------------------------------------|--------------------|-----|-----------------------------|--------|-------|
| Nombre: | Cartílago de Pollo | | | Notas: | |
| Dimensiones: | | | | | |
| Longitud: | 7.28 | mm | | | |
| Anchura: | 6.9 | mm | | | |
| Espesor: | 3.24 | mm | | | |
| Diametro: | | ∅ | | | |
| Información de la Prueba | | | | | |
| Tipo de prueba: | Compresión | | Velocidad de prueba: | 0.016 | mm/s |
| Objetivo: | 17.8 | N | Velocidad regreso: | 0.016 | mm/s |
| Tiempo sostenido: | 1 | s | Número de ciclos: | 1 | |
| Carga mínima: | 0.1 | N | Tiempo de recuperación: | 0 | s |
| Resultados Ciclo 1 | | | | | |
| Trabajo D. terminado | 1.99 | mJ | % Deformación | 12.2 | % |
| Deformación recuperable | 0.39 | mm | Deformación - Esfuerzo máx. | 0.122 | mm/mm |
| Trabajo Recuperable | 0.73 | mJ | Resiliencia | 0.369 | |
| Trabajo Total | 2.72 | mJ | Fracturabilidad | 17.88 | N |
| Objetivo | 17.80 | N | Caída carga 1ra fractura | 15.76 | N |
| Esfuerzo máx. | 0.36 | MPa | Módulo de Young | 245 | MPa |

Finalmente, estas pruebas preliminares realizadas en el equipo mostraron que este tiene la capacidad de medir la respuesta mecánica del cartílago articular y que estas medidas no solo pueden ser representadas en una curva de Esfuerzo-Deformación, sino que también es posible generar cálculos logrando así un análisis cuantitativo; lo que le da al equipo cierta robustez a la hora de medir la respuesta mecánica de un material.

Por lo tanto, debido a los resultados obtenidos en estas pruebas preliminares y a las mediciones del cartílago registradas por el equipo se propuso realizar una nueva prueba, pero esta vez enfocada en poder hacer una caracterización, evaluando de cierta forma la repetibilidad de las mediciones hechas por el dispositivo. Para esta nueva prueba se propone medir la respuesta mecánica de dos muestras de cartílago de pollo sometándose a 3 ciclos con un tiempo de recuperación de 5 s entre cada ciclo.

9. Caracterización mecánica de cartílago de pollo

Para llevar a cabo esta prueba de caracterización, primero se siguió el mismo protocolo de preparación de la muestra que se siguió en las pruebas preliminares. Sin embargo, esta vez se extrajeron 2 muestras, cuyas dimensiones finales son las registradas en la tabla 7.

Tabla 7. Dimensiones de las muestras

| Dimensiones | Muestra 1 | Muestra 2 |
|--------------------|------------------|------------------|
| Largo | 7.92 mm | 7.20 mm |
| Ancho | 7.50 mm | 6.76 mm |
| Espesor | 6.43 mm | 3.10 mm |

Posteriormente, se inició la interfaz y se ingresaron los datos de cada muestra. Para las dos muestras se establecieron los mismos parámetros de prueba mostrados en la tabla 8. Sin embargo, debido al comportamiento observado en la respuesta del cartílago durante las pruebas preliminares, para estas pruebas se propuso someter cada muestra a 3 ciclos de compresión con el objetivo de registrar y analizar el comportamiento después de que la muestra ya ha sido sometida a una primera compresión.

Tabla 8. Parámetros de las pruebas

| Parámetros | |
|------------------------|------------|
| Tipo de prueba | Compresión |
| Objetivo | 15.7 N |
| Tiempo sostenido | 0 s |
| Carga mínima | 0.10 N |
| Velocidad | 0.016 mm/s |
| Retornar con | 0.016 mm/s |
| Ciclos | 3 |
| Tiempo de recuperación | 5 s |

Finalmente, una vez terminadas las pruebas se generaron las curvas de Esfuerzo - Deformación y los resultados calculados correspondientes a cada muestra.

Análisis de los datos obtenidos del cartílago de pollo

En las figuras 49 y 50 se muestran las curvas de Esfuerzo-Deformación y en las figuras 51 y 52 los cálculos resultantes de las pruebas mecánicas realizadas para las muestras 1 y 2, respectivamente. Es interesante que el comportamiento de las dos muestras tiende a ser el mismo en cuanto a que el primer ciclo realizado muestra un porcentaje de deformación más alto que los ciclos 2 y 3. Sin embargo, el porcentaje de deformación entre el ciclo 2 y 3 se encuentra en un intervalo mucho más cercano que entre el ciclo 1 y 2.

Para la muestra 1 se obtuvo un Módulo de Young de 274.5 MPa para el ciclo 1, 705.2 MPa para el ciclo 2 y de 1444 MPa para el ciclo 3. Por otra parte, en la muestra 2 se obtuvo un Módulo de Young de 240.4 MPa para el ciclo 1, 798.1 MPa para el ciclo 2 y de 1481.5 MPa para el ciclo 3. Lo anterior también es observado en las respectivas gráficas, en donde la pendiente formada por el inicio de la compresión va aumentando conforme se va ejecutando cada ciclo. Lo cual muestra cómo conforme se va haciendo más grande el módulo de elasticidad, se va haciendo menor la deformación del cartílago.

Con respecto al esfuerzo máximo alcanzado en la muestra 1 se registró que en el ciclo 1 fue de 0.27 MPa, con una deformación de 0.23 mm. 0.27 MPa con una deformación de 0.18 mm en el ciclo 2 y 0.27 MPa con una deformación de 0.17 mm en el ciclo 3. Lo cual corresponde a un porcentaje de deformación de 6.76% en el ciclo 1, 5.22% en el ciclo 2 y 4.89% para el ciclo 3. Por el contrario, en la Muestra 2 se obtuvo un esfuerzo máximo de 0.33 MPa con una deformación equivalente de 0.29 mm en el ciclo 1. 0.32 MPa con 0.195 mm en el ciclo 2 y finalmente 0.32 MPa con 0.19 mm de deformación. Correspondientes a un 9.34% de porcentaje de deformación en el ciclo 1, 6.29% para el ciclo 2 y 6.14% para el ciclo 3.

Lo anterior quiere decir que existe una disminución progresiva de la deformación del cartílago en cuanto se va comprimiendo con cada ciclo. Además, la muestra 2 tuvo magnitudes de esfuerzos y deformaciones más altas que la muestra 1, lo cual era de esperarse debido a que el área de la muestra 2 es menor.

Una vez que cada muestra alcanzó la carga objetivo, considerado también el esfuerzo máximo de cada ciclo en esta prueba, se registró una caída de carga y por consiguiente de esfuerzo. Para la muestra 1, la caída de carga fue de 12.22 N (0.2060 MPa de esfuerzo) en el ciclo 1, 10.98 N (0.1850 MPa) en el ciclo 2 y 9.67 N (0.1630 MPa) en el ciclo 3. De la misma forma, las caídas en las Muestra 2 se registraron en 12.53 N (0.2574 MPa) para el ciclo 1, 11.24 N (0.2311 MPa) para el ciclo 2 y 9.39 N (0.1929 MPa) para el ciclo 3. Esto quiere decir que cuando la muestra está siendo sometida al primer ciclo de compresión, debido a la deformación plástica permanente que se está generando en el cartílago, este no se logra recuperar. Por lo que conforme se va sometiendo cada ciclo, la capacidad de deformación del cartílago va disminuyendo y la caída de carga va aumentando, cada vez que se logra la carga objetivo e inicia el proceso de descompresión.

Por último, en cuanto al trabajo mecánico para la muestra 1 se registró un trabajo total de 1.61 mJ en el ciclo 1, del cual un 1.163 mJ pertenece al trabajo de deformación terminado y un 0.23 mJ de trabajo recuperado. Para el ciclo 2, un total de 1.40 mJ de donde un 1 mJ corresponde al Trabajo de deformación terminado y 0.39 mJ al recuperable. Para el ciclo 3, 1.27 mJ total con 0.952 mJ de Trabajo de deformación y 0.3 mJ recuperado. Por otro lado, la muestra 2 registró un total de 1.72 mJ en el ciclo 1, con 1.236 mJ de trabajo de deformación y 0.48 mJ de recuperable. El ciclo 2 con 1.47 mJ total, 1.05 mJ de deformación y 0.42 mJ recuperable. Finalmente, 1.36 mJ total para el ciclo 3 de donde 1.03 mJ equivale al de deformación y 0.33 mJ al recuperado.

Lo anterior quiere decir que la misma fuerza aplicada sobre las dos muestras, produjo un mayor trabajo en cada ciclo de la muestra 2 comparado con la muestra 1. Además, que en promedio se produjo un mayor trabajo en la muestra 2, lo cual coincide con lo visto anteriormente.

Figura 49. Curva de Esfuerzo - Deformación de la Muestra 1

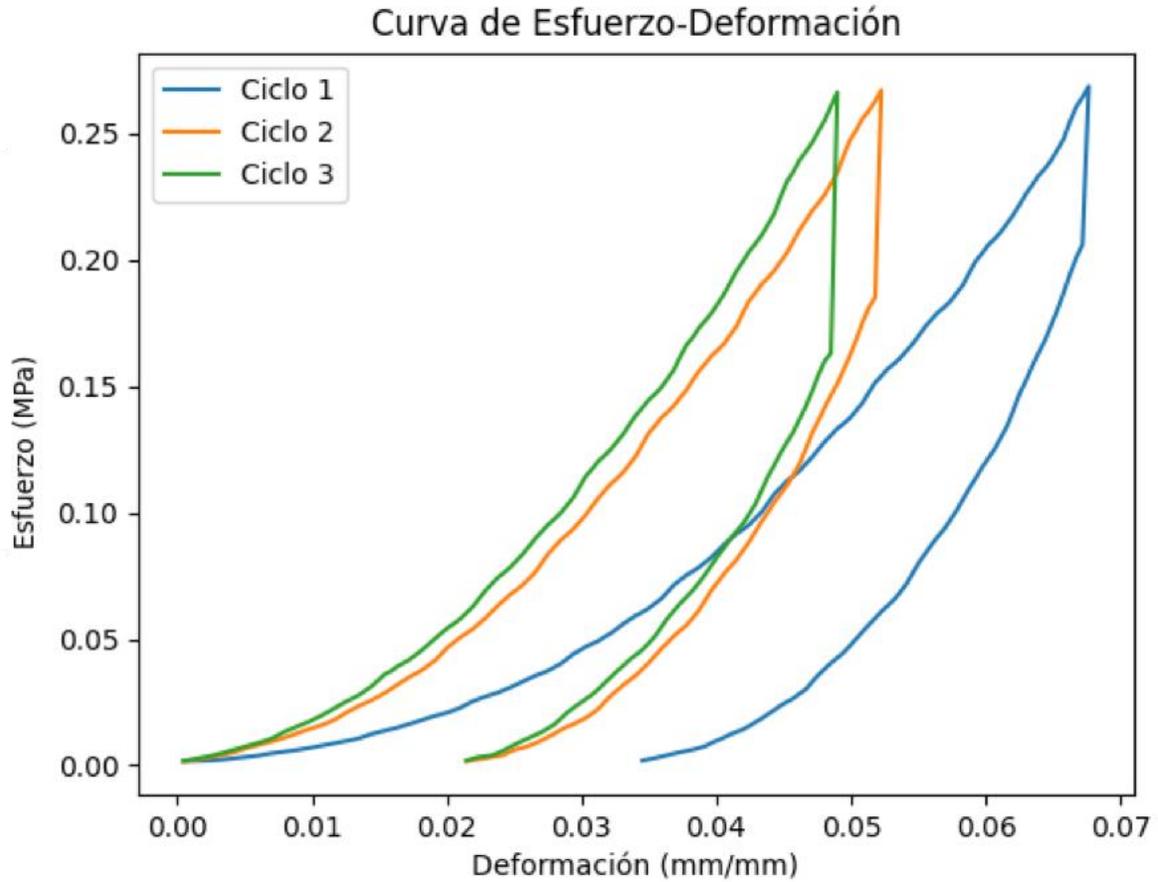


Figura 50. Curva de Esfuerzo - Deformación de la Muestra 2

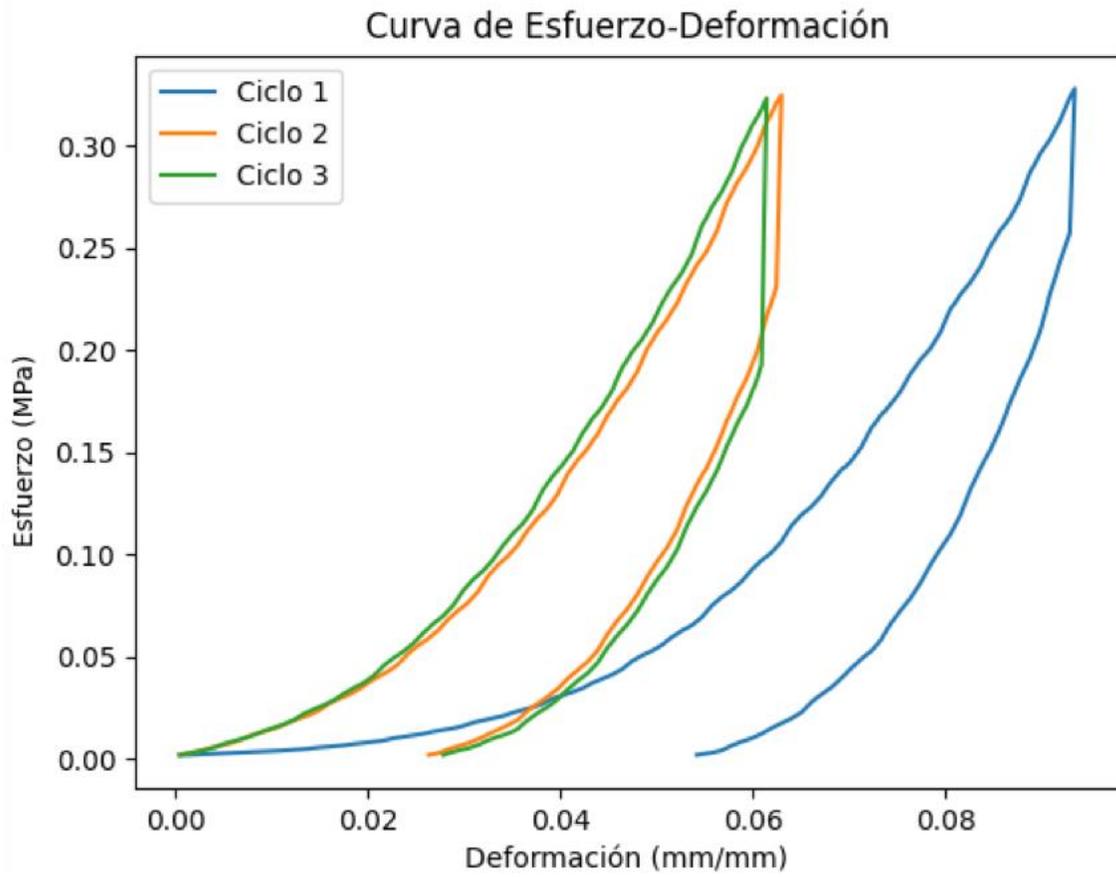


Figura 51. Análisis de Datos de la Muestra 1

INFORME DE DATOS

| Identificación de la Muestra | | | | | |
|-------------------------------------|------------------------------|-----|-----------------------------|--------|-------|
| Nombre: | Muestra 1 Cartílago de pollo | | | Notas: | |
| Dimensiones: | | | | | |
| Longitud: | 7.91 | mm | | | |
| Anchura: | 7.5 | mm | | | |
| Espesor: | 3.43 | mm | | | |
| Diametro: | | ∅ | | | |
| Información de la Prueba | | | | | |
| Tipo de prueba: | Compresión | | Velocidad de prueba: | 0.016 | mm/s |
| Objetivo: | 15.7 | N | Velocidad regreso: | 0.016 | mm/s |
| Tiempo sostenido: | 0 | s | Número de ciclos: | 3 | |
| Carga mínima: | 0.1 | N | Tiempo de recuperación: | 5 | s |
| Resultados Ciclo 1 | | | | | |
| Trabajo D. terminado | 1.163 | mJ | % Deformación | 6.764 | % |
| Deformación recuperable | 0.23 | mm | Deformación - Esfuerzo máx. | 0.068 | mm/mm |
| Trabajo Recuperable | 0.451 | mJ | Resiliencia | 0.388 | |
| Trabajo Total | 1.614 | mJ | Fracturabilidad | 15.935 | N |
| Objetivo | 15.7 | N | Caída carga 1ra fractura | 12.223 | N |
| Esfuerzo máx. | 0.269 | MPa | Módulo de Young | 274.5 | MPa |
| Resultados Ciclo 2 | | | | | |
| Trabajo D. terminado | 1.005 | mJ | % Deformación | 5.224 | % |
| Deformación recuperable | 0.178 | mm | Deformación - Esfuerzo máx. | 0.052 | mm/mm |
| Trabajo Recuperable | 0.395 | mJ | Resiliencia | 0.393 | |
| Trabajo Total | 1.401 | mJ | Fracturabilidad | 15.847 | N |
| Objetivo | 15.7 | N | Caída carga 1ra fractura | 10.98 | N |
| Esfuerzo máx. | 0.267 | MPa | Módulo de Young | 705.2 | MPa |
| Resultados Ciclo 3 | | | | | |
| Trabajo D. terminado | 0.952 | mJ | % Deformación | 0.2662 | % |
| Deformación recuperable | 1.66 | mm | Deformación - Esfuerzo máx. | 0.049 | mm/mm |
| Trabajo Recuperable | 0.324 | mJ | Resiliencia | 0.341 | |
| Trabajo Total | 1.277 | mJ | Fracturabilidad | 15.795 | N |
| Objetivo | 15.7 | N | Caída carga 1ra fractura | 9.676 | N |
| Esfuerzo máx. | 0.266 | MPa | Módulo de Young | 1444 | MPa |

Figura 52. Análisis de Datos de la Muestra 2

INFORME DE DATOS

| Identificación de la Muestra | | | | | |
|-------------------------------------|------------------------------|-----|-----------------------------|--------|-------|
| Nombre: | Muestra 2 Cartílago de pollo | | | Notas: | |
| Dimensiones: | | | | | |
| Longitud: | 7.2 | mm | | | |
| Anchura: | 6.76 | mm | | | |
| Espesor: | 3.1 | mm | | | |
| Diametro: | | ∅ | | | |
| Información de la Prueba | | | | | |
| Tipo de prueba: | Compresión | | Velocidad de prueba: | 0.016 | mm/s |
| Objetivo: | 15.7 | N | Velocidad regreso: | 0.016 | mm/s |
| Tiempo sostenido: | 0 | s | Número de ciclos: | 3 | |
| Carga mínima: | 0.1 | N | Tiempo de recuperación: | 5 | s |
| Resultados Ciclo 1 | | | | | |
| Trabajo D. terminado | 1.236 | mJ | % Deformación | 9.342 | % |
| Deformación recuperable | 0.288 | mm | Deformación - Esfuerzo máx. | 0.093 | mm/mm |
| Trabajo Recuperable | 0.488 | mJ | Resiliencia | 0.395 | |
| Trabajo Total | 1.724 | mJ | Fracturabilidad | 15.968 | N |
| Objetivo | 15.7 | N | Caída carga 1ra fractura | 12.531 | N |
| Esfuerzo máx. | 0.328 | MPa | Módulo de Young | 240.4 | MPa |
| Resultados Ciclo 2 | | | | | |
| Trabajo D. terminado | 1.053 | mJ | % Deformación | 6.297 | % |
| Deformación recuperable | 0.194 | mm | Deformación - Esfuerzo máx. | 0.063 | mm/mm |
| Trabajo Recuperable | 0.424 | mJ | Resiliencia | 0.403 | |
| Trabajo Total | 1.478 | mJ | Fracturabilidad | 15.812 | N |
| Objetivo | 15.7 | N | Caída carga 1ra fractura | 11.249 | N |
| Esfuerzo máx. | 0.325 | MPa | Módulo de Young | 798.1 | MPa |
| Resultados Ciclo 3 | | | | | |
| Trabajo D. terminado | 1.034 | mJ | % Deformación | 6.142 | % |
| Deformación recuperable | 0.189 | mm | Deformación - Esfuerzo máx. | 0.061 | mm/mm |
| Trabajo Recuperable | 0.334 | mJ | Resiliencia | 0.323 | |
| Trabajo Total | 1.368 | mJ | Fracturabilidad | 15.738 | N |
| Objetivo | 15.7 | N | Caída carga 1ra fractura | 9.391 | N |
| Esfuerzo máx. | 0.323 | MPa | Módulo de Young | 1481.5 | MPa |

10. Conclusiones

Con la elaboración de este trabajo se mostró que fue posible diseñar y construir un dispositivo compacto, ligero y portátil, equipado con una interfaz de usuario amigable, la cual no solo permite el control y el procesamiento de datos, sino también la realización de cálculos de parámetros relacionados con el comportamiento del material. Posteriormente, se realizaron dos pruebas mecánicas de compresión estática con cartílago de pollo extraído de la zona de la cabeza del fémur. Para la primera prueba se experimentó con una sola muestra de cartílago y se sometió a un único ciclo de compresión. Por otro lado, la segunda prueba consistió en medir la respuesta mecánica de dos cartílagos de dimensiones y de individuos diferentes y se realizaron tres ciclos de compresión con un tiempo de recuperación entre cada ciclo.

La primera prueba demostró que la interfaz cuenta con las funciones necesarias para la aplicación de pruebas de compresión estáticas y que el prototipo es capaz de medir la respuesta mecánica del material. Además, de que la interfaz tiene la capacidad de realizar cálculos de energía disipada y recuperada del material a partir de los datos medidos por el mismo dispositivo.

Con respecto a los resultados obtenidos de la segunda prueba se puede concluir que debido a la deformación plástica permanente que se va generando en el cartílago conforme se va ejecutando cada ciclo, la capacidad de deformación del cartílago va disminuyendo y la caída de carga, una vez se inicia el proceso de descompresión, va aumentando. A pesar de que las muestras fueron sometidas a una misma carga, el porcentaje de deformación fue diferente para cada una. Lo cual también se ve reflejado en las magnitudes de energía disipada y recuperada por cada muestra, que puede ser debido a una posible diferencia en las propiedades de las muestras para generar una respuesta ante el esfuerzo.

11. Perspectivas

A partir de lo expuesto en este trabajo de tesis, se considera que las perspectivas de trabajo futuro podrían estar orientadas hacia la implementación de pruebas mecánicas dinámicas y hacia la aplicación de modelos hiperelásticos para el análisis de materiales con comportamientos no lineales, los cuales no pueden ser explicados por la ley de Hooke.

En cuanto a la implementación del modelo se tiene la ventaja que el prototipo se encuentra acondicionado para realizar este tipo de pruebas, por lo cual quedaría realizar la adecuación de la interfaz de usuario para controlar y procesar los datos obtenidos de estas pruebas. Con la implementación de este tipo de prueba se podría analizar las propiedades viscoelásticas del cartílago.

Por otra parte, debido al comportamiento no lineal del cartílago, la implementación de modelos no lineales para analizar el comportamiento de este, se vuelve un enfoque interesante. Sin embargo, esto representa un reto, ya que en la literatura se plantea una gran variedad de modelos y no es tan sencillo escoger uno por las diferentes condiciones que estos requieren para poder ser aplicados.

Si bien el prototipo demostró tener los elementos necesarios para funcionar, se contempla la posibilidad de realizar algunas mejoras como trabajo futuro. Una de ellas enfocada en la implementación de un sensor de desplazamiento con el fin de tener un control más robusto sobre el avance lineal del cabezal. En cuanto a la interfaz se propone la implementación de esta como aplicación para dispositivos móviles, esto con la finalidad de hacer que el usuario no dependa de tener una computadora para poder usar el dispositivo. Ya implementadas las propuestas, se contemplaría realizar una caracterización de cartílago de conejo con el propósito de comparar los resultados con la literatura.

Bibliografía

- Bachrach, N. M., Mow, V. C., & Guilak, F. (1998). Incompressibility of the solid matrix of articular cartilage under high hydrostatic pressures. *Journal of Biomechanics*, 31(5), 445–451. doi:10.1016/s0021-9290(98)00035-9
- Bryant S. J., Anseth K. S., (2002). Hydrogel properties influence ECM production by chondrocytes photoencapsulated in poly (ethylene glycol) hydrogels, *J. Biomed. Mater.* Vol. 59, pp. 63–72.
- Brookfield (2013). CT3 Texture Analyzer Operating Instructions. Manual No. M08-372-C0113. Recuperado de <https://www.huntercaprez.com/view/data/3906/Brookfield/Manual/CT3Manual.pdf>
- Brown, C. P., Nguyen, T. C., Moody, H. R., Crawford, R. W., & Oloyede, A. (2009). Assessment of common hyperelastic constitutive equations for describing normal and osteoarthritic articular cartilage. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 223(6), 643–652. doi:10.1243/09544119jeim546
- Cheng, A., Schwartz, Z., Kahn, A., Li, X., Shao, Z., Sun, M. Chen, H. (2018). Advances in Porous Scaffold Design for Bone and Cartilage Tissue Engineering and Regeneration. *Tissue Engineering Part B: Reviews*. doi:10.1089/ten.teb.2018.0119
- Correa D., Lietman S. A., (2016). Articular cartilage repair: Current needs, methods and research directions”, *Seminars in Cell & Developmental Biology*. Vol. 62, pp. 67-77.
- Espinoza-Morales, R., Arce Salinas, C. A., Cajigas Melgoza, J. C., Esquivel Valerio, J. A., Gutiérrez Gómez, J. J., Martínez Hernández, J. L., y otros. (2018). Reunión

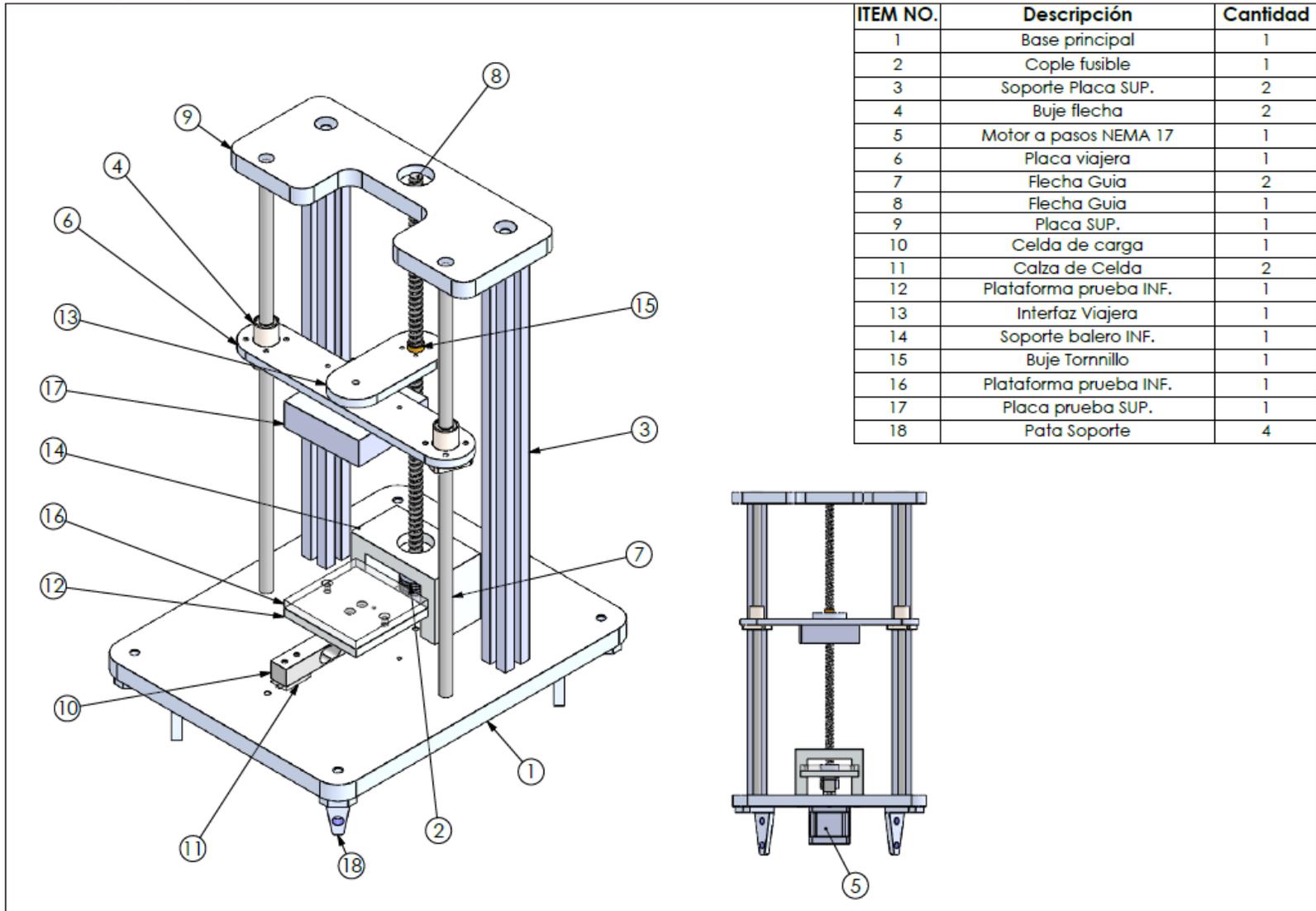
- multidisciplinaria de expertos en diagnóstico y tratamiento de pacientes con osteoartritis. Actualización basada en evidencia. *Medicina Interna de México*, 29(1).
- Ferneda, A. B., Costa, R. R. C. da, Tita, V., Proença, S. P. B., Carvalho, J. de, & Purquerio, B. de M. (2006). Compression tests of castor oil biopolymer. *Materials Research*, 9(3), 327–334. doi:10.1590/s1516-14392006000300013
- Filardo, G., Kon, E., Di Martino, A., Patella, S., Altadonna, G., Balboni, F., Marcacci, M. (2011). Second-generation arthroscopic autologous chondrocyte implantation for the treatment of degenerative cartilage lesions. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 20(9).
- Guidance for Industry: preparation of IDEs and INDs for products intended to repair or replace knee cartilage. Rockville, MD: 2011. Recuperado el 31 de agosto del 2021 de <https://www.fda.gov/media/82562/download>
- Han, L., Grodzinsky, A.J., & Ortiz, C., (2011). “Nanomechanics of the cartilage extracellular matrix”, *Annu. Rev. Mater. Res.* Vol. 41, pp. 133–168.
- Hurtig, M. B., Buschmann, M. D., Fortier, L. A., Hoemann, C. D., Hunziker, E. B., Jurvelin, J. S., ... Whiteside, R. A. (2011). Preclinical Studies for Cartilage Repair. *CARTILAGE*, 2(2), 137–152. doi:10.1177/1947603511401905
- Ikada, Y. (2006). Challenges in tissue engineering. *Journal of The Royal Society Interface*, 3(10), 589–601.
- Instron (2012). Dual Column Floor Model 5980 Series. Recuperado de <https://www.ssi.shimadzu.com/sites/ssi.shimadzu.com/files/Products/literature/testing/UH-X-FX-Series-Brochure-C221-E010B.pdf>

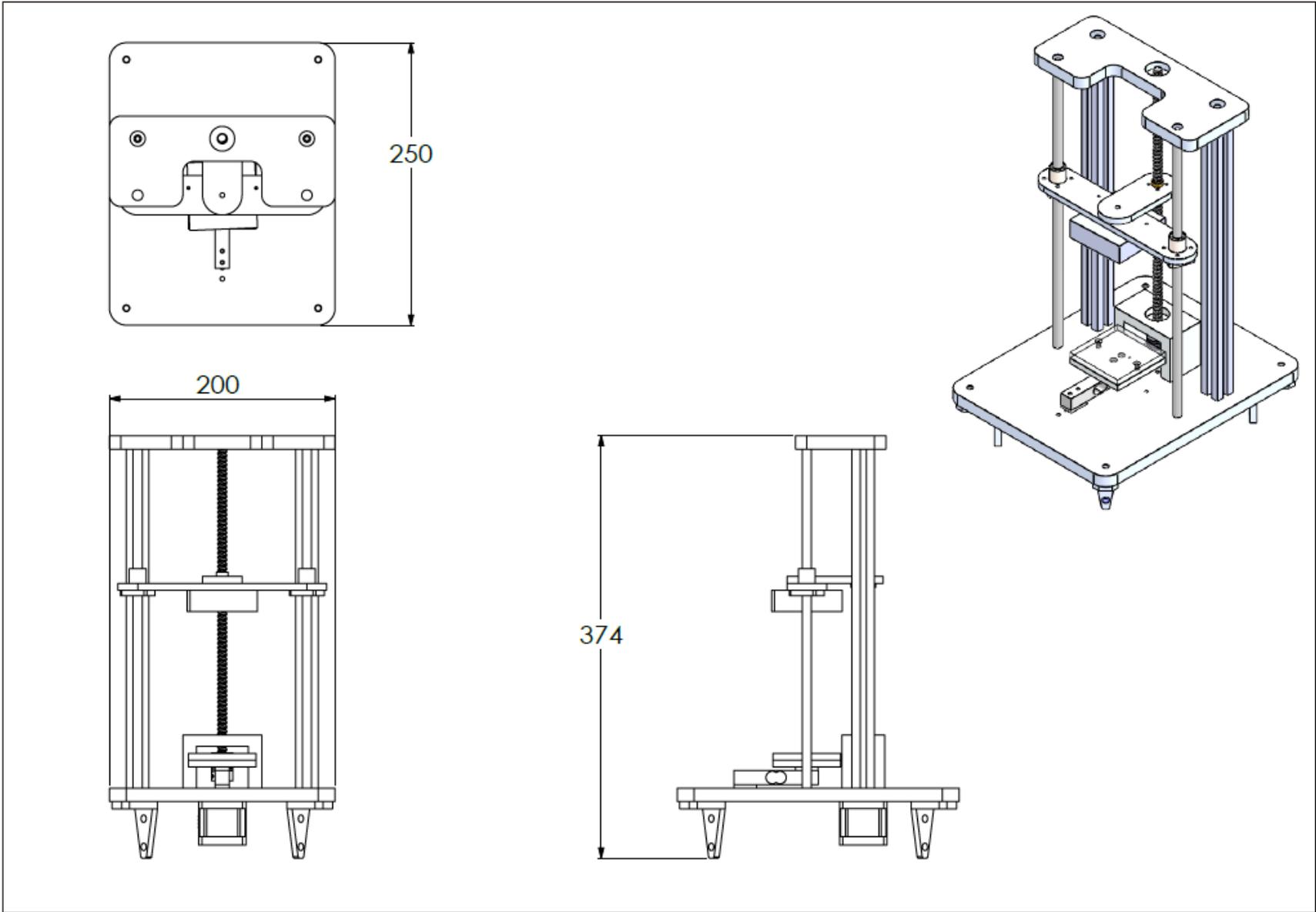
- Kim, B.-S., Baez, C. E., & Atala, A. (2000). Biomaterials for tissue engineering. *World Journal of Urology*, 18(1), 2–9.
- Marchiori, G., Berni, M., Boi, M., Bianchi, M., & Filardo, G. (2019). Cartilage mechanical tests: Evolution of current standards for cartilage repair and tissue engineering. A literature review. *Clinical Biomechanics*.
- Mao, H. (2018). Modeling the Head for Impact Scenarios. *Basic Finite Element Method as Applied to Injury Biomechanics*, 469–502. doi:10.1016/b978-0-12-809831-8.00012-x
- Marshall (2020). Marshall Compression Machine H-1339B – Humboldt. Operation Manual BT130R & BT130S. Recuperado de https://www.humboldtmg.com/manuals/H-1339B_man_08.08.pdf
- McKeen, W., L., (2016). Introduction to Fatigue of Plastics and Elastomers. *Fatigue and Tribological Properties of Plastics and Elastomers (Third Edition)*. Elsevier. 1-26.
- Moreno M., Plazaola C., González G., Zambrano M., Spadafora C. (2018). Revisión de Modelos Hiperelásticos utilizados en Tejidos. in 6th Engineering, Science and Technology Conference (2017), KnE Engineering, pages 100–110. DOI 10.18502/keg.v3i1.1417
- Ochi M, Uchio Y, Kawasaki K, Wakitani S, Iwasa J (2002). Transplantation of cartilage-like tissue made by tissue engineering in the treatment of cartilage defects of the knee. *J Bone Joint Surg Br* 84(4):571–578
- Patel, J. M., Wise, B. C., Bonnevie, E. D., & Mauck, R. L. (2019). A Systematic Review and Guide to Mechanical Testing for Articular Cartilage Tissue Engineering. *Tissue Engineering Part C: Methods*. doi:10.1089/ten.tec.2019.0116
- Poplavko, Y. M. (2019). *Mechanical properties of solids. Electronic Materials*, 71–93. doi:10.1016/b978-0-12-815780-0.00002-5

- Richter, D. L., Schenck, R. C., Wascher, D. C., & Treme, G. (2015). Knee Articular Cartilage Repair and Restoration Techniques. *Sports Health: A Multidisciplinary Approach*, 8(2), 153–160.
- Roughley, P.J. (2006). The structure and function of cartilage proteoglycans. *Eur Cell Mater*. Nov 30; 12:92-101.
- Shimadzu (2010). Hydraulic Universal Testing Machines UH-X/FX Series. Recuperado de <https://www.ssi.shimadzu.com/sites/ssi.shimadzu.com/files/Products/literature/testing/UH-X-FX-Series-Brochure-C221-E010B.pdf>
- Sing, P., J., Verma, S., (2016). Raw materials for terry fabrics. *Fatigue and Tribological Woven Terry Fabrics*. Elsevier. 19-28.
- Sophia Fox, A. J., Bedi, A., & Rodeo, S. A. (2009). The Basic Science of Articular Cartilage: Structure, Composition, and Function. *Sports Health: A Multidisciplinary Approach*, 1(6), 461–468.
- Teixeira, M. A., Amorim, M. T. P., & Felgueiras, H. P. (2019). Poly(Vinyl Alcohol)-Based Nanofibrous Electrospun Scaffolds for Tissue Engineering Applications. *Polymers*, 12(1), 7. doi:10.3390/polym12010007
- Ulrich-Vinther M, Maloney MD, Schwarz EM, Rosier R, O’Keefe RJ (2003). Articular cartilage biology. *J Am Acad Orthop Surg* 11(6):421–430
- Zhang, L., Hu, J., & Athanasiou, K. A. (2009). The role of tissue engineering in articular cartilage repair and regeneration. *Critical reviews in biomedical engineering*, 37(1-2), 1–57.

Apéndice A

- Planos del prototipo





- Especificaciones del material – Aluminio 6063 T5 del fabricante Levinson

Propiedades Mecánicas del Aluminio

| Aleación y Temple | Resistencia Última a la tensión Kg/cm ² | Punto de Cedencia Kg/cm ² | Dureza Superficial (1) Rockwell "F" | Dureza Superficial (2) Brinell |
|-------------------|--|--------------------------------------|-------------------------------------|--------------------------------|
| 6063 T5 | 1,900 | 1,480 | 75 | 60 |

Propiedades Físicas del Aluminio

| Aleación y Temple | Temperatura Aproximada de Fusión °C | Conductividad Eléctrica de IACS. | Conductividad Térmica a 25 °C unidades CGS (3) | Peso Específico Gms./cm ³ |
|-------------------|-------------------------------------|----------------------------------|--|--------------------------------------|
| 6063 T5 | 600-650 | 29 | 0.28 | 2.64 |

Características del Aluminio

| Aleación | Perfiles Apropriados | Características |
|----------|----------------------------|---|
| 6063 T5 | Gran variedad de perfiles. | Buena resistencia a la corrosión; formabilidad; buena aceptación del anodizado; excelente acabado, resistencia estructural moderada. Acabados (pintanod). |

Apéndice B

- Celda de carga de 5 kgf con amplificador HX711

Tabla 9. Características técnicas

| Características | |
|--|------------------------------------|
| Voltaje de Operación | 2.6 - 5.5V |
| Rango de carga | 5 kg |
| Salida nominal | $1,0 \pm 0.15\text{mV} / \text{V}$ |
| Resolución | 0.0000098 N |
| Repetibilidad | 0.03% FS |
| Efecto de la temperatura en la salida | 0,01% F.S / ° C |
| Efecto de la temperatura sobre cero | 0.05% F.S / ° C |
| Cero | $\pm 0.1000 \text{ mv} / \text{v}$ |
| Impedancia de entrada | $1115 + -10\% \Omega$ |
| Impedancia de salida | $1000 + - 10\% \Omega$ |
| Resistencia de aislamiento | $> = 1000 \text{ M}\Omega$ |
| Tasa Sobrecarga segura | 150% FS |
| Tasa de sobrecarga final | 200% FS |
| Rango de temperatura | -20 - 60 ° C |
| Material | Aleación de aluminio |
| Dimensiones de modulo | 25 x 16 mm |
| Dimensiones de celda | 75 x 13 mm |
| Peso de celda | 27.9 g |
| Peso módulo | 2 g |

Tabla 10. Cableado de la celda de carga

| Cableado | |
|---------------|----------------|
| Rojo | Alimentación + |
| Negro | Fuente - |
| Verde | Señal + |
| Blanco | Señal - |

24-Bit Analog-to-Digital Converter (ADC) for Weigh Scales

DESCRIPTION

Based on Avia Semiconductor's patented technology, HX711 is a precision 24-bit analog-to-digital converter (ADC) designed for weigh scales and industrial control applications to interface directly with a bridge sensor.

The input multiplexer selects either Channel A or B differential input to the low-noise programmable gain amplifier (PGA). Channel A can be programmed with a gain of 128 or 64, corresponding to a full-scale differential input voltage of $\pm 20\text{mV}$ or $\pm 40\text{mV}$ respectively, when a 5V supply is connected to AVDD analog power supply pin. Channel B has a fixed gain of 32. On-chip power supply regulator eliminates the need for an external supply regulator to provide analog power for the ADC and the sensor. Clock input is flexible. It can be from an external clock source, a crystal, or the on-chip oscillator that does not require any external component. On-chip power-on-reset circuitry simplifies digital interface initialization.

There is no programming needed for the internal registers. All controls to the HX711 are through the pins.

FEATURES

- Two selectable differential input channels
- On-chip active low noise PGA with selectable gain of 32, 64 and 128
- On-chip power supply regulator for load-cell and ADC analog power supply
- On-chip oscillator requiring no external component with optional external crystal
- On-chip power-on-reset
- Simple digital control and serial interface: pin-driven controls, no programming needed
- Selectable 10SPS or 80SPS output data rate
- Simultaneous 50 and 60Hz supply rejection
- Current consumption including on-chip analog power supply regulator:
 - normal operation $< 1.5\text{mA}$, power down $< 1\mu\text{A}$
- Operation supply voltage range: 2.6 ~ 5.5V
- Operation temperature range: $-40 \sim +85^\circ\text{C}$
- 16 pin SOP-16 package

APPLICATIONS

- Weigh Scales
- Industrial Process Control

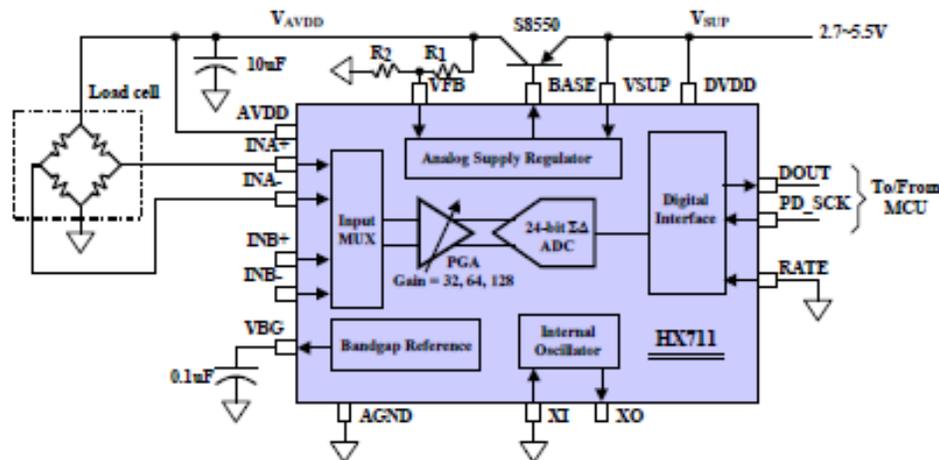


Fig. 1 Typical weigh scale application block diagram

Pin Description

| | | | | | |
|--------------------------|------|---|----|--------|--------------------------------------|
| Regulator Power | VSUP | 1 | 16 | DVDD | Digital Power |
| Regulator Control Output | BASE | 2 | 15 | RATE | Output Data Rate Control Input |
| Analog Power | AVDD | 3 | 14 | XI | Crystal I/O and External Clock Input |
| Regulator Control Input | VFB | 4 | 13 | XO | Crystal I/O |
| Analog Ground | AGND | 5 | 12 | DOUT | Serial Data Output |
| Reference Bypass | VBG | 6 | 11 | PD_SCK | Power Down and Serial Clock Input |
| Ch. A Negative Input | INNA | 7 | 10 | INPB | Ch. B Positive Input |
| Ch. A Positive Input | INPA | 8 | 9 | INNB | Ch. B Negative Input |

SOP-16L Package

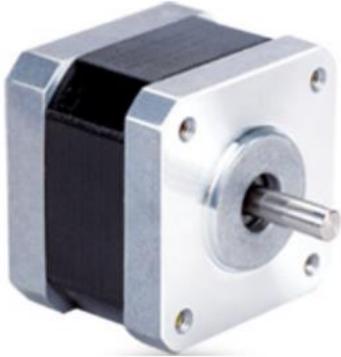
| Pin # | Name | Function | Description |
|-------|--------|----------------|--|
| 1 | VSUP | Power | Regulator supply: 2.7 ~ 5.5V |
| 2 | BASE | Analog Output | Regulator control output (NC when not used) |
| 3 | AVDD | Power | Analog supply: 2.6 ~ 5.5V |
| 4 | VFB | Analog Input | Regulator control input (connect to AGND when not used) |
| 5 | AGND | Ground | Analog Ground |
| 6 | VBG | Analog Output | Reference bypass output |
| 7 | INA- | Analog Input | Channel A negative input |
| 8 | INA+ | Analog Input | Channel A positive input |
| 9 | INB- | Analog Input | Channel B negative input |
| 10 | INB+ | Analog Input | Channel B positive input |
| 11 | PD_SCK | Digital Input | Power down control (high active) and serial clock input |
| 12 | DOUT | Digital Output | Serial data output |
| 13 | XO | Digital I/O | Crystal I/O (NC when not used) |
| 14 | XI | Digital Input | Crystal I/O or external clock input, 0: use on-chip oscillator |
| 15 | RATE | Digital Input | Output data rate control, 0: 10Hz; 1: 80Hz |
| 16 | DVDD | Power | Digital supply: 2.6 ~ 5.5V |

Table 1 Pin Description

Apéndice C

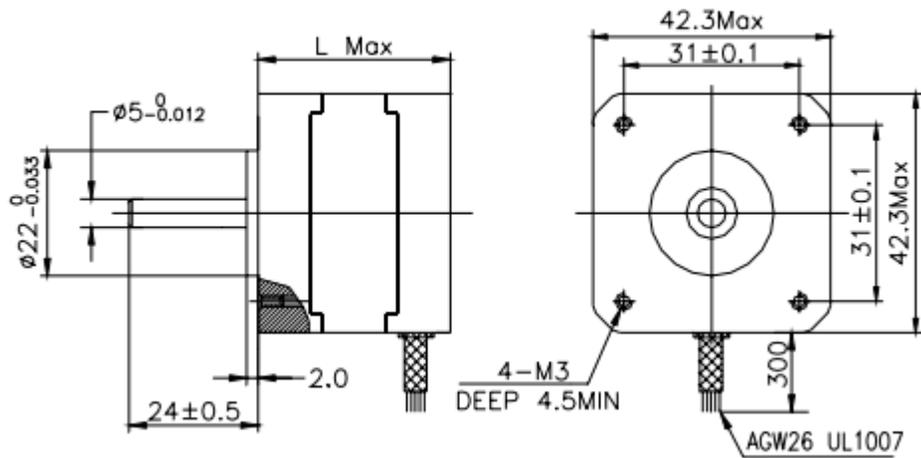
MOTOR A PASOS BIPOLAR: NEMA 17HS4401

Tabla 11. Especificaciones eléctricas



| | |
|---------------------------|--------------|
| Ángulo de paso (deg) | 1.8 |
| Pasos por vueltas | 200 |
| Tamaño (mm) | 42 x 42 x 40 |
| Peso (g) | 290 |
| Corriente nominal (A) | 1.7 |
| Resistencia de fase (ohm) | 1.5 |
| Inductancia de fase (mH) | 2.8 |
| Torque (Ncm) | 40 |

Dimensions: unit=mm



Apéndice D

INFORME DE DATOS

| Identificación de la Muestra | | | |
|-------------------------------------|-----|-----------------------------|-------|
| Nombre: | | Notas: | |
| Dimensiones: | | | |
| Longitud: | mm | | |
| Anchura: | mm | | |
| Espesor: | mm | | |
| Diametro: | ∅ | | |
| Información de la Prueba | | | |
| Tipo de prueba: | | Velocidad de prueba: | mm/s |
| Objetivo: | | Velocidad regreso: | mm/s |
| Tiempo sostenido: | s | Número de ciclos: | |
| Carga mínima: | N | Tiempo de recuperación: | s |
| Resultados Ciclo | | | |
| Trabajo D. terminado | mJ | % Deformación | % |
| Deformación recuperable | mm | Deformación - Esfuerzo máx. | mm/mm |
| Trabajo Recuperable | mJ | Resiliencia | |
| Trabajo Total | mJ | Fracturabilidad | N |
| Objetivo | N | Caída carga 1ra fractura | N |
| Esfuerzo máx. | MPa | Módulo de Young | MPa |

Datos experimentales

| Tiempo | (s) | Distancia | Carga |
|--------|-----|-----------|-------|
| | | (mm) | (N) |

Apéndice E

Manual para el uso del dispositivo

1. Antes de conectar el dispositivo, hay que asegurarse de que el cabezal se encuentra en la parte más alta.
2. Conectar el cable de alimentación del motor y luego conectar el Arduino a alguno de los puertos USB de la computadora.
3. Inicie la aplicación de la interfaz de usuario para controlar el dispositivo.
4. En la pestaña de comunicaciones establezca la comunicación entre el dispositivo (Arduino) y la interfaz.
5. Digite la información necesaria para la prueba
6. Coloque la muestra sobre la placa inferior
7. Una vez se encuentre seguro de los datos proporcionados presione el botón Play para iniciar la prueba.
8. Después de finalizar la prueba, revisar la curva de Esfuerzo-Deformación que se mostrará en la pestaña de Gráfica.
9. Seleccionar en la pestaña Resultados los cálculos que se quieren obtener de la prueba.
10. En el menú Archivo seleccionar Guardar. Los resultados aparecerán en el archivo guardado.
11. Finalmente puede iniciar una nueva prueba o cerrar la aplicación.