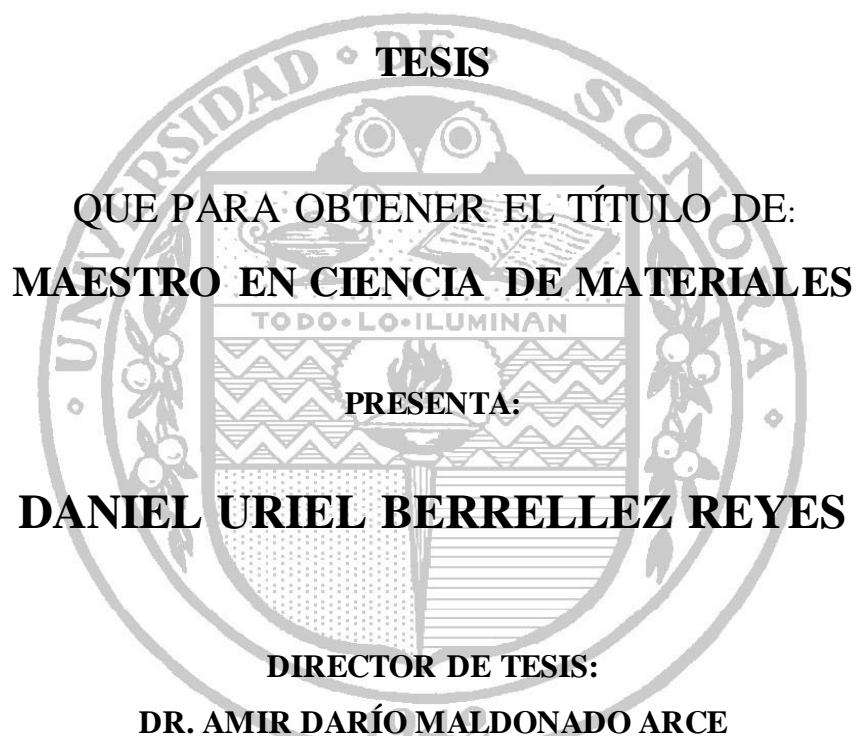


**UNIVERSIDAD DE SONORA**  
**DIVISION DE INGENIERIA**  
**POSGRADO EN CIENCIA DE MATERIALES**

**“DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN INSTRUMENTO PARA  
PRUEBAS ESFUERZO-DEFORMACIÓN EN TEJIDOS  
BIOLÓGICOS Y ARTIFICIALES”**



**Hermosillo, Sonora, México.**

**Octubre del 2016**

# Universidad de Sonora

Repositorio Institucional UNISON



**"El saber de mis hijos  
hará mi grandeza"**



Excepto si se señala otra cosa, la licencia del ítem se describe como openAccess

Este proyecto de tesis se realizó en el laboratorio de Biofísica del Departamento de Física en colaboración del Departamento de Investigación en Polímeros y Materiales ambos de la Universidad de Sonora bajo la dirección del Dr. Amir Darío Maldonado Arce con el apoyo de una beca otorgada por CONACyT (No. Becario: 635868).

## FORMA DE APROBACIÓN

Los miembros del jurado designado para revisar la Tesis Profesional de Daniel Uriel Berrellez Reyes, la han encontrado satisfactoria y recomiendan que sea aceptada como requisito parcial para la obtención del Título de Maestro en Ciencia de Materiales.

---

Dr. Amir Darío Maldonado Arce

---

Dra. Judith Celina Tánori Córdova

---

Dra. Teresa Del Castillo Castro

---

Dra. Lerma Hanaiy Chan Chan

---

Dr. Carlos Luna López



## Agradecimientos.

A mi familia por siempre apoyarme a mejorar cada día y guiarme en el camino de la humildad y la honradez.

A mi novia por su apoyo incondicional, motivación y paciencia.

A mi director de tesis por su compromiso, buena disposición y ser un excelente guía.

A mis profesores por su esfuerzo y capacidad para transmitir sus conocimientos y experiencia.

A mis compañeros y amigos que estuvieron siempre para generar momentos de excelente calidad, de diversión, pero también de enseñanzas.

A la Universidad de Sonora.

Al Departamento de Investigación en Polímeros y Materiales.

Al Departamento de Física.

Al Taller de Torno y Soldadura del Departamento de Física de la Universidad de Sonora.

Al Laboratorio de Metrología de la Universidad de Sonora.

Al Departamento de Cirugía Ortopédica de la Universidad de California en San Diego.

Al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACyT).

# Índice.

Lista de figuras.....	9
Lista de tablas.....	11
Resumen.....	12
Summary.....	14
Capítulo 1. Introducción.....	16
1.1. Objetivo general.....	19
1.2. Objetivos específicos.....	19
Capítulo 2. Antecedentes.....	20
2.1. Biomecánica.....	20
2.1.1. Breve historia de la biomecánica.....	21
2.2. Biomateriales.....	22
2.2.1. Tipos de Biomateriales.....	23
2.3. Tejidos biológicos.....	27
2.3.1. Tipos de tejidos.....	27
2.3.2. Caracterización mecánica de tejidos.....	29
2.3.3. Modelos.....	30
2.4. Ensayos mecánicos.....	32
2.4.1. Definición de esfuerzo y deformación.....	32
2.4.2. Tipos de ensayos mecánicos.....	36
2.4.3. Equipos para ensayos mecánicos.....	40
Capítulo 3. Metodología.....	46
3.1. Diseño.....	46
3.1.1. Estructura.....	47
3.1.2. Circuito electrónico del instrumento.....	48
3.2. Construcción.....	52
3.2.1. Estructura.....	52
3.2.2. Circuito electrónico.....	52
3.3. Motor.....	54
3.4. Sensores.....	54

3.4.1. Sensor de fuerza. ....	55
3.4.2. Sensor de desplazamiento. ....	55
3.5. Ensamble. ....	56
3.6. Control y adquisición de datos. ....	56
3.7. Validación de funcionalidad. ....	57
3.7.1. Linealidad de la celda de carga. ....	58
3.7.2. Linealidad del desplazamiento. ....	58
3.7.3. Pruebas esfuerzo-deformación. ....	58
3.7.4. Curvas de relajación de tejido biológico bajo condiciones hidratadas. ....	59
Capítulo 4. Resultados. ....	60
4.1. Diseño estructural ....	60
4.1.1. Rieles. ....	60
4.1.2. Carro móvil. ....	61
4.1.3. Tornillo sin fin. ....	63
4.1.4. Placa de unión superior. ....	64
4.1.5. Placa de unión inferior. ....	64
4.1.6. Placa para mordazas. ....	65
4.1.7. Mordazas. ....	66
4.1.8. Base para motor. ....	67
4.1.9. Base/contenedor. ....	69
4.1.10. Tablero. ....	70
4.2. Construcción estructural. ....	71
4.2.1. Conjunto rieles, carro móvil, tornillo sin fin y placa superior. ....	71
4.2.2. Placa inferior. ....	72
4.2.3. Placa para mordazas. ....	73
4.2.4. Mordazas. ....	73
4.2.5. Base para motor. ....	74
4.2.6. Contenedor. ....	75
4.2.7. Caja base/contenedora. ....	76
4.3. Diseño electrónico. ....	76
4.3.1. Programa para el microcontrolador. ....	79



4.4. Construcción del circuito electrónico. ....	82
4.4.1. Circuito de prueba. ....	82
4.4.2. Construcción del circuito electrónico. ....	83
4.5 Ensamble estructural. ....	88
4.6. Instalación de los sensores. ....	91
4.6.1. Instalación de la celda de carga. ....	91
4.6.2. Instalación del sensor de desplazamiento. ....	93
4.7. Control y adquisición de datos por computadora. ....	94
4.7.1. Software de control y adquisición de datos. ....	97
4.7.2. Adquisición de la señal de la celda de carga. ....	101
4.8. Validación de funcionalidad. ....	107
4.8.1. Comprobación de la linealidad de la celda de carga. ....	107
4.8.2. Comprobación del valor medido del desplazamiento. ....	109
4.8.3. Medición con un material de características conocidas. ....	112
4.8.4. Pruebas con un tejido biológico. ....	114
Capítulo 5. Conclusiones. ....	118
5.1. Posibles ventajas de este equipo. ....	119
5.2. Posibles desventajas de este equipo. ....	120
Capítulo 6. Trabajo a futuro y mejoras sugeridas. ....	121
6.1. Trabajo a futuro. ....	121
6.2. Mejoras sugeridas. ....	122
Anexos. ....	123
Participación en eventos académicos. ....	128
Referencias. ....	129

## Lista de figuras.

Figura 1. Gráfica típica de la relación esfuerzo-deformación. ....	33
Figura 2. Comportamiento típico de esfuerzo-deformación de tejidos biológicos blandos. ....	35
Figura 3. Respuesta al esfuerzo de tejidos blandos.. ....	35
Figura 4. Fuerzas de tensión y compresión en un material.....	36
Figura 5. Cizallamiento .....	37
Figura 6. Gráfica típica del fenómeno de fluencia. ....	38
Figura 7. Gráfica típica del fenómeno de relajación al esfuerzo. ....	39
Figura 8. Representación del puente de Wheatstone. ....	41
Figura 9. Máquina universal de ensayos .....	43
Figura 10. Instrumento hecho a la medida para caracterización mecánica de tejido biológico.. .....	45
Figura 11. Etapas seguidas en la construcción del instrumento de pruebas uniaxiales tensión- deformación. ....	46
Figura 12. Diseño estructural del instrumento para pruebas esfuerzo-deformación. ....	48
Figura 13. Diagrama de flujo del programa para el microcontrolador. ....	50
Figura 14. Diagrama del circuito de la etapa de potencia.....	51
Figura 15. Funcionamiento del codificador rotatorio. ....	56
Figura 16. Diagrama dimensionado de los rieles.....	61
Figura 17. Diagrama dimensionado del carro móvil. ....	62
Figura 18. Diagrama dimensionado del tornillo sin fin. ....	63
Figura 19. Diagrama dimensionado de la placa superior. ....	64
Figura 20. Diagrama dimensionado de la placa inferior.....	65
Figura 21. Diagrama dimensionado para placa para mordazas. ....	66
Figura 22. Diagrama dimensionado para las mordazas. ....	67
Figura 23. Diagrama dimensionado para la base del motor. ....	68
Figura 24. Diagrama dimensionado de la base/contenedor. ....	69
Figura 25. Diagrama dimensionado del tablero.....	70
Figura 26. Conjunto de rieles, carro móvil, tornillo sin fin y placa superior.....	72
Figura 27. Placa inferior. ....	72
Figura 28. Placa para mordazas. ....	73
Figura 29. Mordazas. a) Mordaza inferior y b) Mordaza superior. ....	74
Figura 30. Base para el motor. ....	75
Figura 31. Contenedor para pruebas hidratadas. ....	75
Figura 32. Caja base/contenedora. ....	76
Figura 33. Etapas electrónicas del instrumento. ....	77
Figura 34. Diagrama del circuito electrónico principal. ....	78
Figura 35. Resultado de la revisión durante la compilación del programa hexadecimal del microcontrolador.....	80

Figura 36. Esquema de simulación para la etapa digital, realizada con el programa hexadecimal cargado al microcontrolador PIC18F4450. ....	81
Figura 37. Circuito experimental para pruebas. ....	82
Figura 38. Sistema para protección de límites. ....	83
Figura 39. Diseño de las pistas para el circuito electrónico. ....	84
Figura 40. Pasos de la construcción del circuito electrónico ....	85
Figura 41. Pasos de la construcción del circuito electrónico ....	85
Figura 42. Pasos de la construcción del circuito electrónico ....	86
Figura 43. Circuito final con sus etapas principales. ....	86
Figura 44. Tablero de control manual. ....	87
Figura 45. Pasos del ensamble estructural del equipo ....	90
Figura 46. Celda de carga instalada en el carro móvil. ....	91
Figura 47. Acondicionador de señales instalado en el instrumento. ....	92
Figura 48. Codificador rotatorio instalado en el instrumento. ....	93
Figura 49. Relación de los pines en el puerto de conexión (hembra) con la función en el circuito del instrumento. ....	94
Figura 50. Conector tipo DB-25 hembra utilizado para el control por computadora instalado en la parte trasera del instrumento. ....	95
Figura 51. Conector tipo DB-25 macho utilizado para conectar al instrumento con las tarjetas de adquisición de datos. ....	95
Figura 52. Conexión con la tarjeta NI USB-6501 para el control de las diferentes funciones del instrumento y la adquisición de la señal del codificador rotatorio. ....	96
Figura 53. Conexión de la tarjeta NI PCI-6238 para la adquisición de la señal analógica de corriente de la celda de carga en modo diferencial. ....	97
Figura 54. Panel frontal del software. ....	98
Figura 55. Diagrama a bloques del software de control y adquisición de datos del instrumento. ....	99
Figura 56. Diagrama a bloques para la sección de control. ....	100
Figura 57. Lectura del estado para los límites superior e inferior. ....	100
Figura 58. Etapas de filtrado de la señal analógica de corriente. a) Señal original, b) señal después del filtro físico y c) señal después del filtrado digital. ....	101
Figura 59. Adquisición de la señal de la celda de carga y conversión a unidades de masa ....	102
Figura 60. Configuración del contador digital. ....	103
Figura 61. Experimento para obtener la relación entre el número de pulsos del codificador rotatorio con el desplazamiento del carro móvil. ....	105
Figura 62. Esquema de la captura de los pulsos digitales y conversión a milímetros. ....	105
Figura 63. Captura y exportación de datos. ....	106
Figura 64. Relación de la señal de lectura de la celda de carga contra cargas estandarizadas (10, 20, 50 y 100.37 g). ....	108
Figura 65. Relación de la señal de lectura de la celda de carga contra cargas estandarizadas (100.37, 500, 1000, 2000 y 5000 g). ....	108

Figura 66. Aplicación de diferentes cargas estandarizadas a la celda de carga. a) 10 g y b) 5000 g. ....	109
Figura 67. Esquema del procedimiento de medición del desplazamiento del carro móvil utilizando un calibrador vernier. ....	110
Figura 68. Gráfica de linealidad de desplazamiento para pasos de 1 mm. ....	111
Figura 69. Gráfica de linealidad de desplazamiento para pasos de 5 mm. ....	111
Figura 70. Gráfica de linealidad de desplazamiento para pasos de 10 mm. ....	112
Figura 71. Pruebas de esfuerzo-deformación uniaxial para el poliuretano Tecoflex® EG 85A. ....	113
Figura 72. Comportamiento promedio de las pruebas esfuerzo-deformación uniaxial para el poliuretano Tecoflex® EG 85A. ....	113
Figura 73. Muestra de tejido de estómago bobino para el experimento de caracterización mecánica bajo condiciones hidratadas. ....	115
Figura 74. Fotografías del experimento de caracterización mecánica de un tejido biológico bajo condiciones hidratadas. En este caso se utilizó agua. ....	115
Figura 75. Relajación del esfuerzo al 20 % de deformación en la muestra de estómago bovino. ....	116
Figura 76. Relajación del esfuerzo al 30 % de deformación en la muestra de estómago bovino. ....	116
Figura 77. Relajación del esfuerzo al 50 % de deformación en la muestra de estómago bovino. ....	117

## Lista de tablas.

Tabla 1. Valor de la masa de las mordazas. ....	74
Tabla 2. Relación de las funciones del instrumento con los pines correspondientes en el microcontrolador. ....	81
Tabla 3. Valores obtenidos en el experimento de relación pulsos-desplazamiento. ....	104
Tabla 4. Resultados de esfuerzo-deformación uniaxial para el poliuretano Tecoflex® EG 85A. ....	114
Tabla 5. Resultados de las pruebas de relajación del esfuerzo en la muestra de estómago bovino. ....	117

## Resumen.

La necesidad de conocer las propiedades de los materiales (incluyendo a los biológicos) ha estado presente desde que el humano comenzó a razonar sobre las leyes que rigen en la naturaleza. El cuerpo animal, considerado como un conjunto de materiales que trabajan coordinadamente, debe regirse por las mismas leyes físicas que el resto de los materiales. El estudiar las propiedades mecánicas de cada componente del cuerpo animal, puede ayudar a comprender su contribución y su estado natural para su correcto funcionamiento. De esta forma se pueden encontrar tratamientos para enfermedades o tratar padecimientos a causa de lesiones o accidentes.

Una de las formas de estudiar las propiedades mecánicas de los materiales, es someterlos a una tensión conocida y observar las deformaciones que se producen en dichos materiales. Para realizar este tipo de pruebas existen numerosos instrumentos de acuerdo al tipo de material a probar. Para los materiales biológicos, en muchos de los casos, es necesario tener un instrumento que además pueda simular las condiciones fisiológicas en las que normalmente se encuentran, para de esta forma, tener resultados más aproximados a las condiciones reales. No todos los instrumentos comerciales cuentan con la capacidad para simular condiciones fisiológicas para pruebas en tejidos biológicos, por ello surge la necesidad de crear instrumentos hechos a la medida.

Debido a la necesidad de estudiar las propiedades mecánicas de tejidos biológicos y artificiales, como proyecto de tesis, se diseñó y construyó un instrumento para realizar pruebas de esfuerzo-deformación uniaxial en tejidos biológicos y artificiales.

El instrumento se controla por computadora y de forma manual y no se necesita gran experiencia por parte del usuario para su operación. Los datos generados durante las pruebas son capturados, almacenados y exportados por un software para su posterior análisis.

El instrumento cuenta con un contenedor para líquidos fabricado a la medida que le permite realizar pruebas de tensión o compresión bajo condiciones hidratadas.

Cabe mencionar que el instrumento fue construido en su mayoría con elementos reciclados, reduciendo el costo de fabricación considerablemente en comparación con instrumentos comerciales similares, sin reducir la confiabilidad de las mediciones ni la estética de su diseño. Además, el instrumento fue construido con la idea de ser versátil y permitir realizar fácilmente adaptaciones y mejoras para pruebas mecánicas específicas.

Con la construcción de este instrumento se pretende contar con las herramientas que permitan a investigadores y alumnos de la Universidad de Sonora contribuir a la investigación de las propiedades mecánicas de tejidos, y con ello, se busca impulsar y promover el desarrollo de nuevas tecnologías en México, que finalmente se traducen como incrementos en la calidad de vida de las personas.

En este trabajo se mencionan todos los detalles técnicos sobre su diseño y construcción además de las pruebas realizadas para garantizar que las mediciones son confiables.

## Summary.

The need to know the properties of materials (including biological) has appeared since man began to reason about the laws that govern nature. The animal body, can be thought as a set of materials that work together and follow the same physical laws as the rest of non-biological materials. The study of the mechanical properties of each component of the animal body can help to understand their contribution and their natural state for proper operation. This way one can find treatments for diseases or treat conditions due to injuries or accidents.

One way to study the mechanical properties of the materials is by applying stress to them and measuring the deformations that occur. To perform this type of tests, there exist instruments for different kinds of materials. For biological tissue, in many cases, it is necessary to have an instrument that can also simulate the physiological conditions, in order to have better results as compared to actual conditions. Not all commercial instruments have the ability to simulate physiological conditions for testing in biological tissues; thus custom made instruments are required.

In this thesis project, we designed and built an instrument for testing biological and artificial tissues in uniaxial stress-strain experiments. The instrument is controlled both by computer and manually. The virtual interface is easy to use even for users with no experience. The data generated during testing are captured, stored and exported via software for later analysis. The instrument has a liquid container that allows mechanical test under hydrated conditions.

The instrument was made mostly with recycled components, which reduces manufacturing costs considerably, compared to similar commercial instruments, without reducing the reliability of the results produced during the tests nor the aesthetics of its design. In addition, the instrument was built with the idea of being versatile and to easily allow adjustments and improvements of specific mechanical tests.

With the construction of this instrument, we pretend to have the elements that enable researchers and students of the University of Sonora contribute to the investigation of the

mechanical properties of tissues, and thus promote the development of new technologies in Mexico and increase the quality of life of people.

In this work, we give all the technical details about design and construction of the equipment, in addition to the details about the tests performed in order to ensure that the produced data are reliable.



## Capítulo 1. Introducción.

La biomecánica ha contribuido al entendimiento de la condición humana; así como de las enfermedades, lesiones y su tratamiento. Debido a las complejidades de la microestructura y la biomecánica de las células y tejidos biológicos, ha sido necesario desarrollar modelos teóricos para guiar el diseño y la interpretación de nuevas clases de experimentos. La caracterización mecánica de tejidos permite la comprensión de su comportamiento bajo diferentes condiciones de esfuerzo y deformación. Propiedades tales como el módulo de Young, que relacionan el esfuerzo y la deformación, son características de un material y su condición. Esto no es diferente en tejidos naturales, aunque se necesitan modelos más complejos para estudiar su comportamiento mecánico. Este tipo de caracterización ayuda a entender cómo son las condiciones de un tejido sano. Uno de los principales objetivos de este tipo de estudios es encontrar métodos para tratar lesiones y llevar al tejido a un estado sano o buscar materiales sintéticos biocompatibles con propiedades mecánicas útiles para aplicaciones en reemplazos como prótesis y/o andamios para regeneración celular (Humphrey, 2003).

Los estudios mecánicos axiales de materiales, generalmente se realizan en máquinas universales de ensayos, con las que se puede obtener la relación entre el esfuerzo aplicado y la deformación que se genera. Durante una prueba en este tipo de equipos, se registran los datos de la carga aplicada a intervalos frecuentes, la información se lee en la pantalla de la máquina o se toma de un lector digital. Además, se mide el alargamiento de la muestra de estudio utilizando un sensor de desplazamiento o extensómetro. Este valor de alargamiento se utiliza para calcular la deformación normal promedio en la muestra (C. Hibbeler, 2011). La mayoría de estos equipos comerciales están fabricados para evaluar las propiedades mecánicas de cualquier material que se adapte a las dimensiones de dicho equipo. Generalmente, no todos los equipos comerciales están capacitados para emular condiciones fisiológicas en las que normalmente se encuentra un tejido natural, o difícilmente pueden ser modificados para lograrlo. Sin las condiciones de hidratación adecuadas, las propiedades mecánicas de un tejido biológico pueden cambiar (Shahmirzadi, Bruck, & Hsieh, 2013).

Debido a la necesidad de estudios mecánicos en **tejidos biológicos** bajo condiciones fisiológicas, en este trabajo se desarrolló un instrumento para realizar pruebas esfuerzo-

deformación uniaxial en **tejidos biológicos y artificiales**, con la característica de ser confiable, fácil de utilizar y de bajo costo. El equipo está diseñado para ser modificado fácilmente dependiendo de las pruebas mecánicas que se realizarán. El equipo cuenta con una cámara cerrada para realizar pruebas bajo condiciones hidratadas con solución fisiológica buscando así asemejar el estado natural del tejido bajo estudio.

El control del instrumento se realiza por computadora, lo que permite crear programas adecuados para los diferentes tipos de pruebas mecánicas. Además, cuando se necesite, el instrumento puede ser controlado de forma manual por medio de un tablero de control permitiendo ajustarlo sin necesidad de estar conectado a una computadora.

Para obtener el valor del esfuerzo, se determinan las dimensiones de la muestra de estudio y una celda de carga mide la fuerza aplicada. Una celda de carga es un elemento de transducción de fuerza, es decir, convierte un valor físico medido (la fuerza) a una señal eléctrica proporcional a dicha magnitud. La celda de carga está basada en una galga extensiométrica de alta precisión en un circuito de configuración puente completo de Wheatstone. En términos de principios de operación, una galga extensiométrica (en inglés *strain gauge*) es un circuito eléctrico cuya resistencia varía con la deformación. El puente de Wheatstone es el circuito más popular para monitorear el valor de la resistencia y convertirlo a un voltaje proporcional (Silva, 2016).

Para el registro y conversión de las señales se utilizó una tarjeta de adquisición de datos, la cual es capaz de convertir señales analógicas a valores digitales que pueden ser interpretados por una computadora. En este caso se utilizó una tarjeta DAQ NI PCI-6238 de National Instruments (NI, 2015).

El valor del desplazamiento del carro móvil es generado por un codificador rotatorio colocado en el tornillo sin fin del instrumento. El codificador rotatorio es un dispositivo basado en sensores ópticos, los cuales pueden ser a base de diodos de infrarrojo, láser o de otro tipo, siempre y cuando exista un par emisor-receptor. Otro elemento importante es el disco giratorio con patrones de espacios transparentes y oscuros. La interrupción del haz de luz por causa del disco giratorio genera una señal de tren de pulsos proporcional a las divisiones de espacios en el disco (NI, 2001);(West Instruments de México, 2012). De esta forma se puede capturar dicha señal por medio de la tarjeta de adquisición de datos y obtener el valor de la rotación del disco.

El número de vueltas del disco en el tornillo sin fin es proporcional al desplazamiento en el carro móvil. Utilizando lo anterior se determina la relación de la deformación en el material de estudio.

Para el control del instrumento y la adquisición de datos, se desarrolló un programa en LabVIEW (NI, 2001) con una interfaz amigable, fácil de utilizar, incluso para usuarios con poca experiencia en experimentos de análisis mecánicos de materiales. El programa desarrollado permite guardar los datos obtenidos y exportarlos para su análisis en software comercial de análisis numérico. Como interfaz para el control del instrumento se utilizó la tarjeta de adquisición de datos USB-6501 de National Instruments.

Para validar el funcionamiento y la confiabilidad del equipo se realizaron diferentes pruebas. Una de ellas consistió en colocar diferentes masas patrones estandarizadas en la celda de carga y comparándola con la señal de la celda de carga para generar la curva de calibración. Con ello se pudo garantizar la linealidad y repetitividad de la celda de carga. La linealidad del desplazamiento se comparó utilizando un calibrador vernier en diferentes pasos de desplazamiento cuando se realiza el control por computadora. Como pruebas de demostración de funcionalidad, se obtuvieron gráficas de esfuerzo-deformación de un material de propiedades conocidas, en este caso, Tecoflex® EG 85A. Además se realizaron pruebas de relajación del esfuerzo en un tejido de estómago bovino utilizando el sistema para pruebas hidratadas.

En este texto se incluyen todos los detalles técnicos referentes al diseño y construcción del instrumento, diseño estructural y de circuitos electrónicos, diagramas, simulaciones, códigos de programación y fotografías del proceso de construcción y ensamble. Además, se incluyen los resultados de las pruebas que validan la funcionalidad y confiabilidad del equipo. Con esto se pretende que exista la información necesaria para que este instrumento pueda ser reproducido por las instituciones educativas que lo requieran.

### 1.1. Objetivo general.

Diseñar y construir un instrumento que facilite el estudio mecánico de tejidos, naturales y artificiales, bajo tensión uniaxial, en el cual se puedan implementar condiciones hidratadas similares a condiciones fisiológicas.

### 1.2. Objetivos específicos.

1. Diseñar y construir un instrumento para realizar pruebas mecánicas uniaxiales de tensión en tejidos biológicos y artificiales.
2. Diseñar y construir un circuito electrónico para el control del instrumento.
3. Implementar un sistema de control y adquisición de datos por computadora.
4. Dotar al equipo con elementos que permitan hacer pruebas en condiciones hidratadas.
5. Comprobar la funcionalidad del equipo utilizando referencias estandarizadas.

## Capítulo 2. Antecedentes.

### 2.1. Biomecánica.

A menudo se define biomecánica como 'la mecánica aplicada a la biología', pero el estudio a lo largo de los años ha demostrado que es algo más complejo que esto. Las proteínas, células, tejidos y órganos tienen una gran diversidad de funciones, derivadas de un increíble espectro de estructuras y propiedades. A medida que se estudia más sobre las características de los materiales vivos, se encuentra que es necesario ampliar los conocimientos en modelaje matemático e incluso de algunos conceptos básicos de mecánica.

Por ello se puede definir mejor biomecánica como el desarrollo, extensión y aplicación de la mecánica con los propósitos de entender mejor la fisiología y fisiopatología además como diagnósticos y tratamientos para enfermedades y lesiones (Humphrey, 2003).

La mecánica es una rama de la física que se encarga de la descripción del movimiento y de cómo las fuerzas crean movimiento. Las fuerzas pueden actuar en sistemas vivos y generar movimiento, provocar estímulos para el crecimiento y desarrollo sano, o sobre-cargas en tejidos que pueden causar lesiones. La biomecánica provee de herramientas conceptuales y matemáticas necesarias para el entendimiento de cómo las cosas vivientes se mueven en un estado natural y sano (Knudson, 2007).

Se busca encontrar la relación que describe la respuesta de un material a determinadas cargas aplicadas, las cuales dependen la constitución interna del material. Lo más conveniente sería encontrar un valor cuantitativo relacionado con tales respuestas, basado en las estructuras de las proteínas, células, tejidos u órganos y sus interacciones. Esto no es tan sencillo, debido a la complejidad de la estructura y microestructura de los materiales biológicos (Humphrey, 2003). Es por ello que se deben generar modelos cada vez más complejos para analizar las diferentes condiciones a las que pueden estar sometidos dichos materiales.

La biomecánica ha sido influenciada a lo largo de la historia por físicos, matemáticos, ingenieros, químicos y biólogos. Ninguno de los especialistas de estas disciplinas ha sido responsable de la maduración de la biomecánica hasta su estado actual; más bien se ha tratado

de un proceso de conglomeración e integración multidisciplinaria, que envuelve la aplicación de principios de la física, matemáticas y metodología de ingeniería.

### 2.1.1. Breve historia de la biomecánica.

La biomecánica está presente desde el tiempo que el humano se interesó en entender cómo funciona la naturaleza. La biomecánica es tan antigua como la mecánica misma.

Leonardo da Vinci (1478-1549), fue uno de los principales pioneros de la biomecánica al introducir el principio de “causa y efecto”, el cual en términos científicos se puede describir como “no existe resultado en la naturaleza sin una causa” (Bronzino, 2007). Leonardo da Vinci estuvo interesado en buscar la manera en que el hombre pudiera volar; por ello estudió el vuelo de aves. Basado en estos estudios, diseñó sistemas de ingeniería. Esto fue una gran aproximación a la biomecánica actual, que incluye la ingeniería de tejidos y el diseño de prótesis.

Galileo Galilei (1564-1642) estuvo interesado en la fuerza de los huesos y sugirió que los huesos están huecos para soportar el máximo esfuerzo con el mínimo peso. Esto brinda los principios para la búsqueda de los secretos de la “optimización biológica”.

Descartes (1596-1650) sugirió un sistema filosófico en donde todos los sistemas materiales, incluyendo el cuerpo humano (pero no el alma), son simples máquinas gobernadas por las mismas leyes mecánicas. Esta idea promovió y sostuvo el estudio biomecánico.

Giovani Borelli (1608-1679) mantuvo esta idea y estudió, utilizando un razonamiento mecánico, el caminar, correr, brincar, así como el vuelo de las aves, el nado de los peces e incluso la acción tipo pistón del corazón.

Robert Hooke (1635-1703) fue quien creó la palabra célula, basado en sus observaciones de la estructura del corcho. También crea la famosa ley, “como la fuerza, el alargamiento”. Su trabajo estuvo basado principalmente en cables, además, realizó pruebas en cabellos, cuernos, piel, huesos, ligamentos, etc.

El primer cargo de Leonard Euler (1707-1783) en la academia de San Petersburgo fue en el área de la fisiología, en donde se motivó su interés en estudios de problemas biomecánicos tales como la propagación de ondas de presión en arterias y las ondas de sonido en el oído.

Tomas Young (1773-1829) ofreció la Conferencia *Croonian* de 1808 ante la Royal

Society sobre la función mecánica del corazón y arterias; el artículo que siguió ilustró acertadamente la necesidad de combinar ideas teóricas y experimentales para entender las complejidades de la fisiología y la patología.

Estos son algunos de los ejemplos de los primeros estudios de la biomecánica.

A pesar de que el interés en la biomecánica continuó en los últimos años del siglo XIX y los inicios del Siglo XX, el estudio de la biomecánica como campo del conocimiento se considera a partir de mediados de la década de los sesentas.

A medida que quedó claro que los tejidos biológicos presentan un comportamiento mecánico no lineal ante deformaciones finitas, el estudio tuvo que esperar al desarrollo de un marco teórico adecuado. En el tiempo posterior a la Segunda Guerra Mundial, se desarrollaron técnicas de mecánica continua no lineal, y particularmente, elasticidad finita, viscoelasticidad y teoría de mezclas, las cuales son indispensables en biomecánica.

Con el nacimiento de las computadoras surge una nueva era; estos instrumentos se hicieron esenciales para el desarrollo de la biomecánica, ya que con ellas es posible el control preciso de experimentos, la reducción y análisis de una vasta cantidad de información, las pruebas de hipótesis por medio de simulaciones y el poder resolver problemas complejos. Las primeras computadoras digitales nacen en los sesenta, y un poco antes el método de elementos finitos (1956). Estos desarrollos impulsaron los avances matemáticos aplicables a la mecánica de tejidos.

Cuando se realizaron las primeras expediciones a la Luna, en los años sesenta, surge la duda: ¿Cómo responde el cuerpo humano a las cargas alteradas asociadas con el viaje espacial? Esta necesidad de una ciencia predictiva que indique los efectos de cargas mecánicas en el cuerpo llevarían después a solidificar la necesidad a la biomecánica moderna (Humphrey, 2003).

## 2.2. Biomateriales.

Existen registros históricos de cómo los humanos han tratado de restablecer funciones de extremidades u órganos que han dejado de funcionar correctamente debido a traumas o

lesiones. A menudo, los materiales eran utilizados externamente en el cuerpo y esto se hacía con materiales hechos o formados por el hombre. Estos fueron los primeros tipos de biomateriales. A lo largo de la historia, la creación y el uso de prótesis han mejorado considerablemente.

Anteriormente se intentó colocar materiales dentro del cuerpo, conocidos como implantes, los cuales generalmente no tenían éxito debido a las infecciones. Esto cambió aproximadamente después de 1860, con las nuevas técnicas asépticas quirúrgicas introducidas por el Dr. J. Lister (Agrawal, 2014). Además, el descubrimiento de los antibióticos a mediados del año 1900 redujo el índice de infecciones relacionados a la cirugía. Actualmente, los implantes son muy exitosos y son altamente utilizados en una gran variedad de aplicaciones en la práctica médica, mejorando la calidad de vida de millones de personas.

Los biomateriales no necesariamente tienen que ser de origen natural, como lo sugiere el nombre. Existen diferentes definiciones que pueden ejemplificar claramente qué es un biomaterial:

“Un material o la combinación de materiales, de origen sintético o natural, los cuales pueden ser usados para reparar, reemplazar o modelar tejidos *in vitro* o *in vivo*”. (Ramalingam, Ramakrishna, & Best, 2012).

“Un material destinado a interconectarse con sistemas biológicos para evaluar, tratar, aumentar o reemplazar algún tejido, órgano o función del cuerpo”.(Williams, 1999).

Los biomateriales pueden ser de origen natural o sintético, y su aplicación depende de sus propiedades específicas y la forma en que interactúan con los sistemas biológicos.

Los avances en las ciencias de los materiales permiten identificar nuevos materiales que pueden ser aplicables como biomateriales que potencialmente ayudarán a contribuir a mejorar la calidad de vida de las personas.

### 2.2.1. Tipos de Biomateriales.

El avance científico y tecnológico ha logrado una gran diversidad y sofisticación de materiales que se utiliza actualmente en medicina y biotecnología. El desarrollo de nuevos materiales surge de la motivación de tratar enfermedades y lesiones, con la finalidad de mejorar



la calidad de vida de las personas.

A continuación, presentamos la clasificación más utilizada de los tipos de biomateriales y una breve descripción de sus propiedades.

#### *2.2.1.1 Metales.*

Los metales son muy utilizados como materiales para implantes biomédicos, dispositivos y herramientas quirúrgicas. Algunos ejemplos de esas aplicaciones son: implantes para reconstrucción ortopédica (uniones para cadera, rodillas, hombros, espina, etc.), fijadores de fracturas (tornillos, planos, clavos, barras, etc.), reconstrucciones orales y maxilofaciales (implantes dentales) e intervenciones cardiovasculares (*stents*, válvulas cardiacas y marcapasos).

Los metales utilizados para aplicaciones biomédicas deben presentar las siguientes propiedades:

- Alta resistencia a la corrosión.
- Biocompatibilidad.
- Alta resistencia al desgaste.
- Propiedades mecánicas excelentes.

Muchos metales como el titanio, acero inoxidable, aleaciones cobalto-cromo, aleaciones de níquel-titanio, tantalio y magnesio han sido utilizados como materiales aptos para aplicaciones clínicas. (Agrawal, 2014).

#### *2.2.1.2. Polímeros.*

Los átomos constituyentes de los polímeros generalmente son carbonos unidos en estructuras de cadenas lineales por enlaces covalentes. Basadas en la organización de estas cadenas, existen dos clases de polímeros. Primeramente, existen polímeros en donde sus cadenas

son todas lineales con pequeñas o nulas ramificaciones. Estas cadenas “lineales” o polímeros lineales pueden ser fundidos y refundidos sin un gran cambio en su estructura y es por ello que son llamados polímeros termoplásticos. Si se presentan cadenas laterales y forman enlaces con otras cadenas, se pueden formar estructuras tridimensionales. Estas estructuras son más resistentes, pero una vez que se les da forma por medio de calentamiento, puede que ya no se fundan uniformemente en un nuevo calentamiento. A este tipo de polímeros se le conoce como termorresistentes (Ratner, 2004).

Muchos polímeros naturales son relevantes para el campo de los biomateriales usados como sustitutos de tejidos o en la liberación de fármacos, de los cuales se pueden mencionar la celulosa, alginato de sodio, colágeno, ácido hialurónico, etc. (Mohite & Patil, 2014);(Lee & Mooney, 2013); (Friess, 1998); (Prestwich, 2011).

Por sus propiedades, algunos polímeros sintéticos pueden ser biocompatibles y ser excelentes para ciertas aplicaciones en donde se requiere bajos niveles de degradación.

Muchos tipos de polímeros son utilizados ampliamente en dispositivos biomédicos, incluyendo implantes ortopédicos, dentales, tejido suave y cardiovasculares (Ratner, 2004),

### *2.2.1.3. Cerámicos.*

Los materiales cerámicos son usualmente compuestos sólidos inorgánicos con varias combinaciones de enlaces iónicos y covalentes. Además, éstos tienen estructuras compactas, pero con requerimientos especiales para enlaces, como coordinación cuádruple para sólidos covalentes y neutralidad de carga para sólidos iónicos. Estas características permiten estructuras cristalinas más complejas (Ratner, 2004).

Dependiendo de su arreglo atómico, los cerámicos pueden existir en estructuras de forma amorfa o cristalina. El vidrio es un ejemplo de un cerámico de estructura amorfa; la porcelana es un ejemplo de un cerámico de estructura cristalina.

Los cerámicos presentan propiedades muy peculiares, lo que los vuelve especialmente útiles en aplicaciones como biomateriales. Los cerámicos tienen una gran dureza y un alto módulo de elasticidad, son resistentes al calor y a ataques químicos, además son muy resistentes a la compresión, muy débiles a la tensión y se pueden fracturar fácilmente bajo flexión. Los

cerámicos pueden ser opacos o transparentes. Otra propiedad importante de los cerámicos es la de ser buenos aislantes eléctricos.

Los cerámicos tienen excelentes propiedades mecánicas y anticorrosivas; además, para que un cerámico pueda ser utilizado como biomaterial debe tener las siguientes características:

- No ser tóxico.
- No ser cancerígeno.
- No inducir reacciones alérgicas.
- No inducir respuesta inflamatoria.
- Inducir la regeneración de tejido si es necesario.

Algunos ejemplos de cerámicos utilizados como biomateriales son: vidrio de silicio (prótesis oculares, sensores, fibras ópticas, etc.), alúmina (implantes ortopédicos y dentales), Zirconia (bolas para cabezas femorales) y carbono en sus diferentes formas (recubrimiento para válvulas cardíacas, implantes para uniones pequeñas, etc.) (Agrawal, 2014).

#### 2.2.1.4. *Compósitos.*

La palabra *compósito* (o material compuesto) significa “que consiste de dos o más distintas partes”. En ingeniería de diseño, los constituyentes de un compósito pueden encontrarse en un rango de tamaños de micro o macro escala, teniendo diferentes interfaces que los separen.

La mayoría de los compósitos son fabricados para obtener propiedades mecánicas deseadas tales como resistencia, dureza, resistencia a la fatiga, etc.

Estos materiales pueden proveer ventajas frente a materiales de un solo componente, lo que los convierten en excelentes candidatos para aplicaciones biomédicas. Con ello, en estos materiales, también se deben considerar sus propiedades de durabilidad y biocompatibilidad. La principal ventaja de los materiales compósitos en aplicaciones biomédicas es la facilidad de diseño y fabricación. Algunas de las aplicaciones de los materiales compósitos en bioingeniería

se llevan a cabo mediante las resinas epóxicas, las cuales pueden ser combinadas con matrices de fibras poliméricas que ofrecen gran adherencia y resistencia mecánica. Este tipo de resinas se pueden utilizar como fijadores externos en fracturas de huesos, piezas dentales, cirugías de espina vertebral, etc. (Ratner, 2004).

### 2.3. Tejidos biológicos.

Un tejido es una colección de células y matrices extracelulares, que realizan funciones especializadas. La matriz extracelular está conformada por fibras (colágeno y elastina) más proteoglicanos y otras proteínas.

Por lo tanto, los tejidos biológicos son materiales compuestos cuyos constituyentes, y por lo tanto su estructura, están en continuo cambio, ya sea por crecimiento o respuesta al medio ambiente donde se desarrollan, incluyendo el ambiente mecánico.

Un tejido viviente siempre está en un proceso de renovación y remodelado que no se detiene hasta que las células cesan su función. La forma funcional de las estructuras biológicas está fuertemente influenciada por los sistemas de fuerzas a las cuales dichas estructuras están sometidas. (Cowin, 2006).

#### 2.3.1. Tipos de tejidos.

En los animales (incluyendo el ser humano) encontramos cuatro clasificaciones de tejidos: Conectivo, epitelial, muscular y nervioso, cada uno con características únicas dependiendo de la zona en que se localice.

A continuación se define cada tipo de tejidos:

El **tejido conectivo** une a los órganos y tejidos del cuerpo, manteniéndolos en su lugar y dando la forma del cuerpo. Los cartílagos, tendones, ligamentos, la matriz de los huesos y el tejido adiposo son ejemplos de tejido conectivo. La sangre y la linfa son casos especiales de

tejido conectivo donde la matriz extracelular es un componente líquido (Cowin, 2006).

El **tejido epitelial** consiste en capas de células que dan forma a las superficies interiores y exteriores del cuerpo. Este tipo de tejidos tienen la función de proteger y dar forma a los órganos pero además de secretar sustancias necesarias para las funciones del organismo. Como ejemplos de tejido epitelial se pueden mencionar el revestimiento celular de pulmones, estómago, intestinos, vasos sanguíneos y la piel (Cowin, 2006).

El **tejido muscular** es el encargado de consumir la energía del cuerpo para producir fuerza por medio de la contracción y con ello realizar trabajo mecánico. El tejido muscular se puede clasificar en diferentes tipos: estriado, suave y cardíaco. El tejido estriado se une al hueso para formar la palanca que hace que los brazos o las piernas trabajen. Este tipo de músculo también es conocido como músculo esquelético o músculo voluntario y consiste en células multinucleadas. El músculo suave, o músculo involuntario, se encuentra en los órganos internos como los del sistema digestivo o la vejiga, y en vasos sanguíneos, arterias y venas. El músculo suave tiene la característica de ser activado automáticamente por el sistema nervioso. Los músculos cardíacos tienen la función de bombeo en el corazón; tienen la característica de que las células del músculo a menudo son ramificadas. El tejido cardíaco es único debido a que está conformado de uniones complejas que ayudan a que las células se adhieran físicamente unas con otras para transmitir impulsos eléctricos a través del músculo para crear las contracciones rítmicas del corazón (Cowin, 2006).

El **tejido nervioso**, formado por neuronas, tiene la función especializada de transferir información de una parte del cuerpo a otra. El cerebro y la médula espinal son tejidos formados de redes neuronales. Cada neurona consiste en un cuerpo celular o soma con procesos de ramificación llamados dendritas y una gran cantidad de fibras llamadas axones. Las dendritas conectan una neurona con otra, y el axón transmite los impulsos. La sinapsis es un proceso neuronal especializado donde se conectan las neuronas unas con otras o a músculos. A través de la sinapsis, se transmiten señales eléctricas y químicas de neurona a neurona y/o hacia el músculo (Cowin, 2006).

### 2.3.2. Caracterización mecánica de tejidos.

El cuerpo humano es una máquina compleja con un sistema esquelético y ligamentos que forman una estructura donde los músculos y tendones funcionan como los motores y cables.

La biomecánica del movimiento humano puede ser vista como la mecánica de una estructura (esqueleto), formada por palancas (huesos) y rótulas (articulaciones) que se mueven por causa de una red de fuerzas ejercidas por pares de músculos principales y secundarios (Palladino & Davis, 2005).

El estudio mecánico de tejidos nace de la necesidad fundamental de comprender su funcionamiento y con ello desarrollar tratamientos a lesiones y enfermedades para mejorar la calidad de vida. Para ello se han desarrollado modelos experimentales y teóricos que facilitan la comprensión del comportamiento de los tejidos bajo las condiciones en las que naturalmente se encuentran.

Al igual que el resto de los materiales, los tejidos presentan propiedades mecánicas únicas dependiendo de su origen y función.

La diferencia entre un tejido biológico y la mayoría de los materiales, es que el tejido está compuesto de constituyentes vivos, lo cual conlleva a sistemas en continuo cambio.

Las pruebas de caracterización mecánica de materiales también se pueden aplicar a tejidos biológicos; entre esas pruebas se pueden mencionar las pruebas de tensión y compresión, cizallamiento, fluencia, relajamiento, ruptura, entre otras.

Debido a la naturaleza de los constituyentes de los tejidos biológicos, cuando se hacen pruebas mecánicas es necesario controlar más parámetros que cuando se estudian materiales inertes; esto porque de ello depende el comportamiento del tejido. Generalmente se buscan simular las condiciones a las cuales normalmente se encuentra el tejido de estudio, principalmente, de temperatura y humedad.

La definición del ambiente en el cual se llevan a cabo los experimentos debe estar sustentada en estudios previos; de esta forma se aseguran condiciones adecuadas para el mantenimiento de las propiedades mecánicas y bioquímicas del material de estudio bajo condiciones de equilibrio durante las pruebas mecánicas (Tissakht & Ahmed, 1995).

### 2.3.3. Modelos.

Para el estudio de las propiedades mecánicas de los materiales se han desarrollado modelos matemáticos que permiten predecir su comportamiento bajo ciertas condiciones.

Los modelos tienen la ventaja de que pueden ser puestos a prueba un sinnúmero de veces sin correr ningún tipo de riesgo a diferencia de las pruebas experimentales con materiales reales en donde una muestra puede ser utilizada un número limitado de veces bajo condiciones cuidadosas. Además, en los modelos se pueden modificar los parámetros de estudio fácilmente y obtener resultados casi inmediatamente.

Una de las principales desventajas de los modelos, es que en la mayoría de los casos hay que definir límites para los parámetros de estudio y es casi imposible incluir todas las variables importantes para una muestra real, con lo que los resultados del modelo pueden variar respecto de los resultados experimentales. Es por ello que se sigue trabajando cada día en generar nuevos y mejores modelos que se asemejen más al comportamiento real del objeto de estudio.

Un modelo exitoso, además, puede servir como guía para nuevos experimentos, los cuales pueden modificar o generalizar el modelo, y a su vez, sugerir experimentos adicionales. Esto hace que los modelos mejoren constantemente.

El proceso de creación de un modelo inicia con observaciones para entender el objeto con el que se experimenta. Esto lleva a una interpretación tentativa, la cual es transformada en sentencias cuantitativas que siguen las leyes naturales establecidas. Esto resulta en un modelo matemático que consiste en una serie de ecuaciones que pueden resolverse generalmente utilizando una computadora. La solución de las ecuaciones son afirmaciones cuantitativas a cerca de las observaciones experimentales, de las cuales, algunas veces no se pueden obtener en los experimentos del objeto original, y de esta forma, se extiende el conocimiento sobre el sistema que se está estudiando (Bronzino, 2000).

Una vez que se han definido las ecuaciones que definen la física del sistema, se pueden encontrar los métodos por los cuales se pueden resolver estas ecuaciones para el dominio particular en el que se esté interesado. La mayoría de los modelos numéricos para resolver problemas de fronteras requieren que los dominios continuos se separen en elementos discretos,

los cuales son llamados mallas o rejillas; estos elementos pueden ser usados para hacer aproximaciones de las ecuaciones que gobiernan el comportamiento del material bajo estudio utilizando técnicas numéricas apropiadas (elementos finitos, elementos de frontera, diferencias finitas o multirejillas) (Bronzino, 2000)

Como ejemplo de modelos computacionales para estudiar tejidos biológicos vemos que (Labus, Han, Hsieh, & Puttlitz, 2014) crearon uno para describir el comportamiento de cizallamiento de la región interlamelar del anillo fibroso de los discos intervertebrales lumbares de oveja. Estos autores utilizaron el método de elementos finitos para crear el modelo computacional basado en datos experimentales. Como resultado llegaron a un modelo constitutivo hipereelástico con una buena aproximación y potencialmente útil para aplicaciones para estudios en discos intervertebrales humanos, el cual es descrito a detalle en el artículo citado.

Los modelos matemáticos y computacionales han propiciado el avance en el estudio de las propiedades mecánicas de tejidos, permitiendo realizar estudios que antes no se podían llevar a cabo experimentalmente. Es importante señalar que aunque un modelo ofrezca resultados buenos, no se debe idealizar de más, porque no necesariamente se podrá reproducir el comportamiento natural del objeto bajo estudio y se pueden generar resultados incorrectos. Para no caer en este tipo de error es necesario cotejar siempre los modelos teóricos con los resultados experimentales. Es importante la constante evaluación de los modelos, comparándolos con las observaciones experimentales.



## 2.4. Ensayos mecánicos.

El comportamiento mecánico de los materiales depende de su respuesta a las fuerzas o cargas, de la temperatura y del medio ambiente. En la vida cotidiana, es común la combinación de estos efectos. Es por esta razón, que en problemas prácticos se deben controlar estos parámetros para observar su contribución individual. Los efectos individuales de las cargas deben ser estudiados a detalle antes de intentar entender los efectos combinados de la carga y la temperatura, o los efectos de la carga y el ambiente.

La respuesta del material puede depender de la naturaleza de la carga. Cuando se incrementa la deformación continuamente, por ejemplo en una prueba de tensión, se puede observar una deformación elástica o reversible bajo cargas pequeñas, o se puede observar una deformación plástica o irreversible a cargas grandes (Soboyejo, 2003).

En el estudio mecánico de materiales se debe tener en cuenta que existe un gran intervalo de posibles respuestas de un material a la carga, temperatura y medio ambiente.

### 2.4.1. Definición de esfuerzo y deformación.

Para la realización de los ensayos mecánicos, no siempre es posible preparar una muestra que coincida con las dimensiones de ancho y largo de todo material. En lugar de esto, los resultados de los ensayos deben reportarse de manera que puedan aplicarse a un elemento de cualquier tamaño (C. Hibbeler, 2011). Por ello, es preferible utilizar los conceptos de esfuerzo y deformación cuando se hable de ensayos mecánicos.

El **esfuerzo** mecánico  $\sigma$  (Ecuación 1) se define como la fuerza por unidad de área aplicada en un material:

$$\sigma = \frac{F}{A} \qquad \text{Ecuación 1.}$$

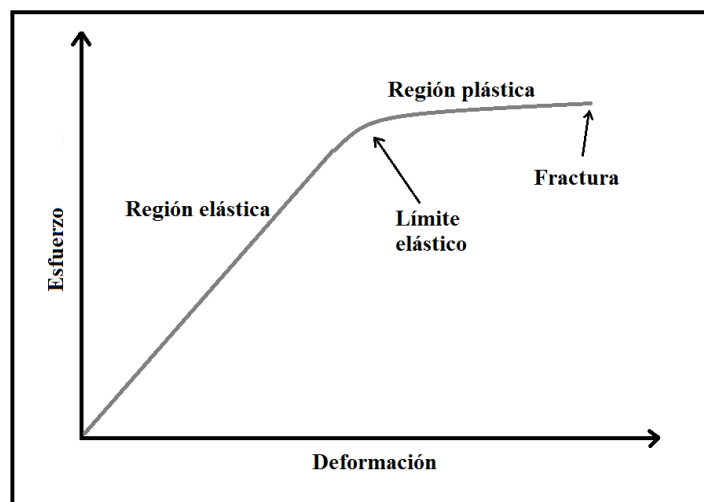
Donde  $F$  es la fuerza aplicada y  $A$  es área en donde se aplica dicha fuerza.

El esfuerzo tiene las mismas unidades que la presión (Pascuales) de acuerdo con el Sistema Internacional de Unidades (SI).

La medida de la **deformación** (Ecuación 2) de un material es usualmente expresada en relación a la longitud normal del material ( $L_0$ ); de hecho, la deformación  $\varepsilon$  se define como el cambio de la longitud (debido a la aplicación de la fuerza) dividido por la longitud normal (Knudson, 2007).

$$\varepsilon = \frac{(L-L_0)}{L_0} \quad \text{Ecuación 2.}$$

La relación entre el esfuerzo y la deformación es típica de cada material, lo que ayuda a describir sus características mecánicas. Generalmente en los ensayos de tensión se hace una gráfica esfuerzo deformación como la que se muestra en la Figura 1.



*Figura 1. Gráfica típica de la relación esfuerzo-deformación.*

Cuando se deja de aplicar una carga sobre un material que ha sufrido una deformación, y este regresa totalmente a su estado normal, la deformación es conocida como **deformación elástica**. La deformación elástica puede ser lineal o no lineal dependiendo de la naturaleza del material.

La deformación elástica también puede depender del tiempo que el material necesita

para recuperar su forma cuando ya no existe una carga aplicada. Este comportamiento dependiente del tiempo, totalmente reversible, se describe como una deformación viscoelástica. El comportamiento viscoelástico es asociado con procesos de relajación naturales de las moléculas.

Cuando la carga aplicada por unidad de área es suficientemente grande, las deformaciones en el sistema pueden ser permanentes, es decir, el material no recobra sus condiciones iniciales al eliminar la carga. Este tipo de deformación permanente es conocido como **deformación plástica**.

La deformación plástica puede ocurrir bajo condiciones de carga de tensión o compresión, y generalmente es asociada con nulo cambio de volumen. Además, la deformación plástica es casi independiente del tiempo a temperaturas menores a la temperatura de cristalización.(Knudson, 2007).

Los tejidos biológicos (especialmente los blandos) tienen un comportamiento un tanto diferente respecto a los materiales rígidos, debido a la complejidad de sus componentes (fibras de colágeno, elastina, etc.) (Figura 2). Durante la aplicación de bajos esfuerzos, se necesita poca fuerza para lograr deformaciones considerables, produciendo un comportamiento no lineal. A esta región se le conoce como “región *Toe*” y se le atribuye principalmente al desdoblamiento de las fibras de colágeno. En la Figura 3 se puede observar una gráfica de la respuesta típica al esfuerzo en tejidos blandos a causa del desdoblamiento de la fibras de colágeno (Knudson, 2007); (Shapiro & Risbud, 2014).

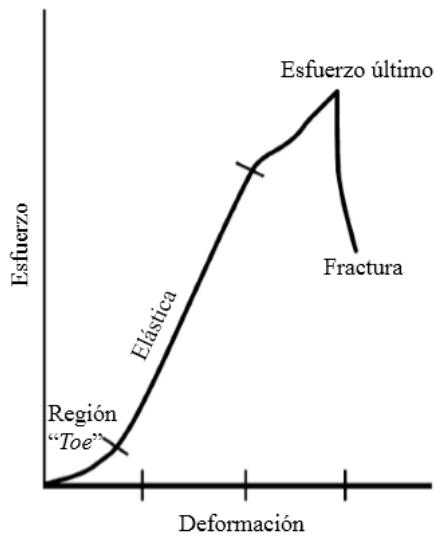


Figura 2. Comportamiento típico de esfuerzo-deformación de tejidos biológicos blandos. Figura adaptada de (Knudson, 2007).

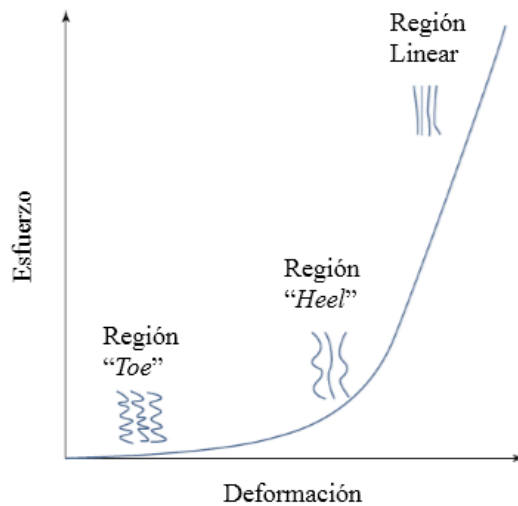


Figura 3. Respuesta al esfuerzo de tejidos blandos. Este comportamiento se puede dividir en varias regiones: La región toe, es la contribución de las fibras de colágeno cuando están “rizadas”. La región Heel, se incrementa la rigidez a causa de desdoblamiento de las fibras de colágeno. En la región lineal, la mayoría de las fibras están orientadas linealmente en la misma dirección logrando la rigidez máxima del tejido. Figura adaptada de (Shapiro & Risbud, 2014).

## 2.4.2. Tipos de ensayos mecánicos.

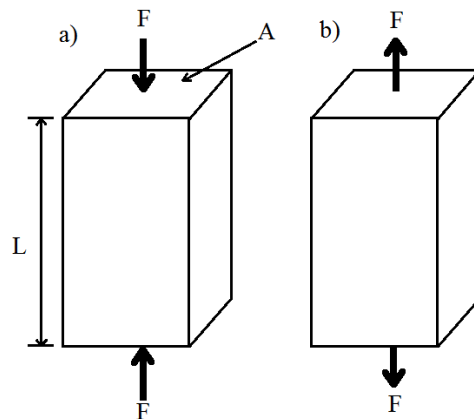
Los ensayos mecánicos permiten evaluar a un material mecánicamente y definir adecuadamente sus propiedades bajo ciertas condiciones. Se deben de realizar bajo niveles de deformación y esfuerzo de acuerdo al estudio.

El estudio mecánico de un material puede hacerse aplicando cargas sobre uno, dos o tres ejes del material (uniaxial, biaxial y triaxial respectivamente). A partir de los estudios mecánicos biaxiales, la complejidad de los estudios aumenta considerablemente. Para cuestiones de este trabajo, se describirán los principales ensayos mecánicos realizados en un eje (uniaxiales).

### 2.4.2.1. Tensión y compresión.

Las propiedades de tensión y compresión de un material describen su respuesta a cargas axiales a lo largo de los ejes ortogonales ( $x,y,z$ ).

Las cargas que estiran las fronteras de un sólido generalmente se deben a una tensión. Las cargas que comprimen o compactan las fronteras del sistema se conocen como cargas de compresión (Figura 4).



*Figura 4. Fuerzas de tensión y compresión en un material: (a) Compresión y (b) tensión. En ambos caso existe un cambio en la longitud  $L$  al aplicar una fuerza  $F$  sobre el área  $A$ .*

Los anteriores son los tipos más comunes de pruebas mecánicas; aportan información

sobre los módulos de deformación del material, indispensable para describir sus propiedades mecánicas.

#### 2.4.2.2. Cizallamiento.

Cuando se aplica un momento de torsión a un sólido, se induce un movimiento relativo de la superficie debido a las cargas aplicadas. Las propiedades de cizallamiento (*Shear* en inglés) de los materiales describen su respuesta a cargas cortantes.

En las pruebas de cizallamiento, la carga es aplicada tangencialmente a la superficie sobre la cual está actuando. La deformación se mide en la dirección de la fuerza aplicada (Figura 5). El esfuerzo de cizallamiento generalmente es denotado por  $\tau$ ; para la deformación por cizallamiento se utiliza  $\gamma$  (*shear strain*) y  $G$  para el módulo de cizallamiento. La ley de Hooke se cumple en la región elástica para cizallamiento, igual que en el caso de tensión y compresión. Para definir la relación entre esfuerzo, deformación y el módulo de cizallamiento se utiliza la Ecuación 3 (Agrawal, 2014).

$$\tau = G\gamma$$

Ecuación 3.

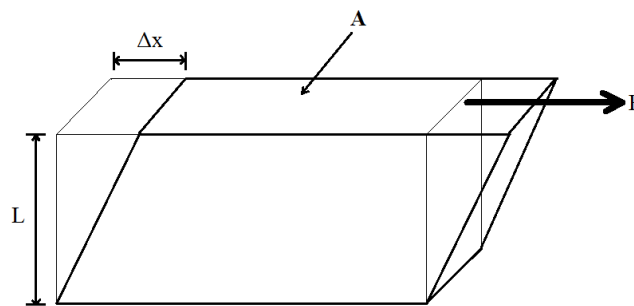


Figura 5. Cizallamiento. Hay un cambio en la distancia  $x$  debido a la fuerza  $F$  aplicada a una de las caras del material;  $L$  es la altura del material y  $A$  el área de la cara.

#### 2.4.2.3. Fractura.

En los materiales reales, incluyendo a los biológicos, el comportamiento elástico no dura indefinidamente. Los defectos microscópicos, los cuales están presentes en todos los materiales, eventualmente comienzan a crecer rápidamente bajo la influencia de la aplicación de cargas de tensión, lo que ocasiona que la muestra falle o se fracture (Ratner, 2004).

En cualquier material se puede presentar este fenómeno si se aumenta la carga hasta un cierto punto. Esta es una característica asociada a la naturaleza del material y sirve como información representativa del mismo (Obsérvese Figura 1).

#### 2.4.2.4. Fluencia.

En los materiales, cuando se aplica un esfuerzo, se genera una deformación instantáneamente. Esto es aplicable para polímeros y tejidos. Si se coloca un peso suspendido a un extremo de un ligamento, se comienza a dar una deformación desde el momento que se aplicó la carga. Este es un comportamiento elástico. Después de cierto tiempo, el ligamento continuará estirándose a pesar de que la carga (fuerza aplicada) es constante (Figura 6). A ese comportamiento se le conoce como fluencia (o *creep* del inglés) (Ratner, 2004).

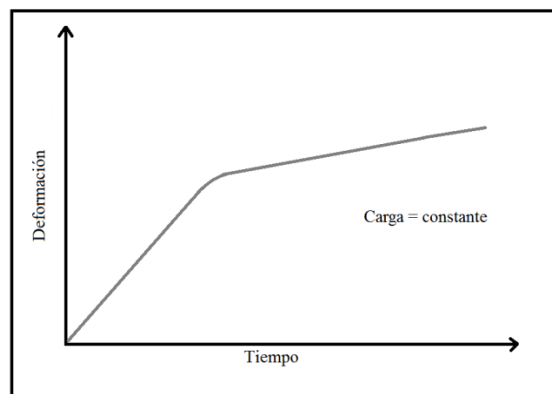


Figura 6. Gráfica típica del fenómeno de fluencia.

#### 2.4.2.5. Relajación al esfuerzo.

Cuando un material o cuerpo es deformado y luego la deformación se mantiene constante, el esfuerzo necesario correspondiente disminuye con el paso del tiempo. Este fenómeno se conoce como relajación al esfuerzo o simplemente relajación (Figura 7) (Fung, 1993).

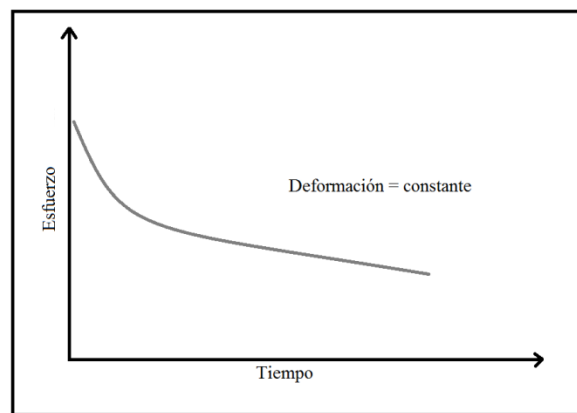


Figura 7. Gráfica típica del fenómeno de relajación al esfuerzo.

Este fenómeno se presenta en materiales con propiedades viscoelásticas y su comportamiento puede ser estudiado utilizando distintos modelos matemáticos como el Modelo de Maxwell (Hollister, 2007). En la Ecuación 4 se presenta el modelo Maxwell para comportamientos viscoelásticos; en esta ecuación  $G(t)$  representa la función de relajación del esfuerzo,  $E$  representa el módulo de elasticidad del material,  $t$  el tiempo y  $\mu$  la viscosidad.

$$G(t) = E e^{-\frac{E}{\mu}t}$$

Ecuación 4.



#### 2.4.2.6. *Fatiga.*

La fatiga está relacionada con la respuesta de los materiales a cargas repetitivas o cíclicas. Estas cargas repetitivas pueden producir grietas microscópicas que luego se propagan poco a poco en cada ciclo de carga. En las puntas de estas grietas el esfuerzo aumenta, dando lugar que se incremente su tamaño. Bajo cargas repetitivas, el incremento local del esfuerzo puede exceder la resistencia del material en pequeñas regiones. Eventualmente, la aplicación de cargas repetitivas produce un daño suficientemente considerable en el material, debido al incremento de las grietas, dando lugar a que esta zona tenga un fallo completo (Ratner, 2004).

#### 2.4.3. Equipos para ensayos mecánicos.

Debido a la gran variedad de propiedades mecánicas que pueden presentar los materiales y la necesidad de estudiarlas, se han desarrollado equipos e instrumentos que permiten realizar experimentos que generen datos confiables sobre la caracterización mecánica de dichos materiales.

Cada instrumento o equipo está desarrollado de acuerdo al tipo de material que se desea estudiar, así como a las características de los mismos que se desean obtener.

Ciertamente, algunos equipos permiten obtener más de un tipo de caracterización de materiales, pero esto dependerá de su diseño y configuración.

##### 2.4.3.1. *Elementos comunes en equipos para ensayos mecánicos.*

Existe gran variedad de equipos para pruebas mecánicas, en diferentes configuraciones y dimensiones; la mayoría de ellos comparte el mismo tipo de elementos que permiten obtener valores cuantitativos en las mediciones que realizan.

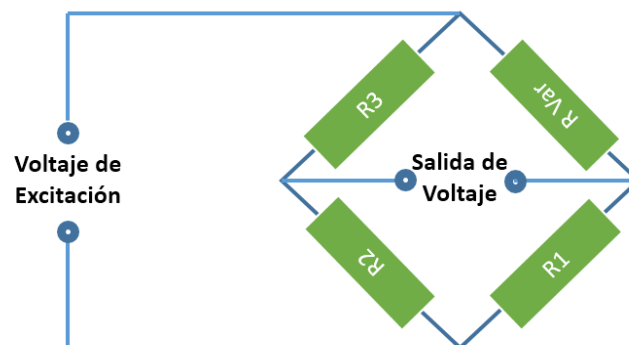
Comúnmente existen dos elementos de medición principales en los equipos para pruebas mecánicas:

- Sensor de fuerza.
- Sensor de desplazamiento.

Un **sensor** es un dispositivo que detecta o mide una magnitud física; en algunos de los casos más útiles, el sensor produce una señal eléctrica proporcional a dicha magnitud (Sinclair, 2001).

Como sensor de fuerza es común utilizar las conocidas como “celdas de carga”. Estos son dispositivos que convierten una fuerza o carga en una salida medible. Las celdas de carga existen en diferentes presentaciones incluyendo las hidráulicas, neumáticas, de galgas extensiométricas, piezoeléctricas y por capacitancia. El tipo más común de celdas de carga es el basado en galgas extensiométricas. La ventaja de este tipo de celdas de carga es que su salida es una señal eléctrica proporcional a la fuerza, fácilmente medible por equipos electrónicos (PCB, 2014).

Cuando se tienen celdas de carga basadas en galgas extensiométricas, normalmente se conectan en una configuración de puente de Wheatstone (Figura 8). El puente de Wheatstone está formado normalmente por 4 elementos, circuito al cual se conoce como “puente completo”. El voltaje de salida del puente cuando es excitado con un voltaje dado, varía linealmente con el cambio de resistencia de la galga extensiométrica; entonces, la variación está en función de la fuerza aplicada ha dicho elemento, lo cual permite cuantificar dicha fuerza (Control, 1998).



*Figura 8. Representación del puente de Wheatstone. R representa elementos de resistencia fija y R Var representa a un elemento de resistencia variable.*

Como sensor de desplazamiento es común utilizar **extensómetros**. Los extensómetros son elementos que miden con precisión las deformaciones en un material (Bird, 2000). Existen diferentes tipos de extensómetros basados en principios mecánicos, eléctricos, ópticos, etc.

Sin duda alguna, es una gran ventaja contar con sensores que entreguen una señal eléctrica proporcional a la magnitud medida ya que puede ser fácilmente capturada por dispositivos electrónicos y enviados a computadoras para el análisis de datos.

Otro elemento importante, aunque no siempre se encuentra presente en todos los equipos, son las tarjetas de adquisición de datos. Las **tarjetas de adquisición de datos** (o *DAQ* por sus siglas en inglés) tienen la función principal de muestrear señales que miden condiciones físicas del mundo real y convierten los resultados de estas muestras a valores digitales que pueden ser manejados, por ejemplo, por una computadora. Típicamente, los sistemas de adquisición de datos son usados para medir señales de voltaje o corriente. Sin embargo, algunas señales de sensores y transductores deben ser acondicionados antes de que la tarjeta adquiera y transforme la señal a datos digitales (Di Paolo Emilio, 2013).

#### 2.4.3.2. Máquina universal de ensayos.

En un ensayo de tensión o compresión, se fabrica una muestra de dimensiones conocidas o de una forma y tamaño “estándar” del material a estudiar. Una máquina universal de ensayos permite estirar o comprimir la muestra a una velocidad controlada y constante. Durante la prueba se registran los datos de la carga aplicada a intervalos frecuentes. Esta información puede ser mostrada por el mismo equipo o enviada a una computadora. Además, se mide el alargamiento en la muestra utilizando un calibrador o utilizando un dispositivo conocido como extensómetro. Este valor de alargamiento se utiliza para calcular la deformación normal promedio en la muestra. En la Figura 9 se ilustra una máquina universal de ensayos (C. Hibbeler, 2011).

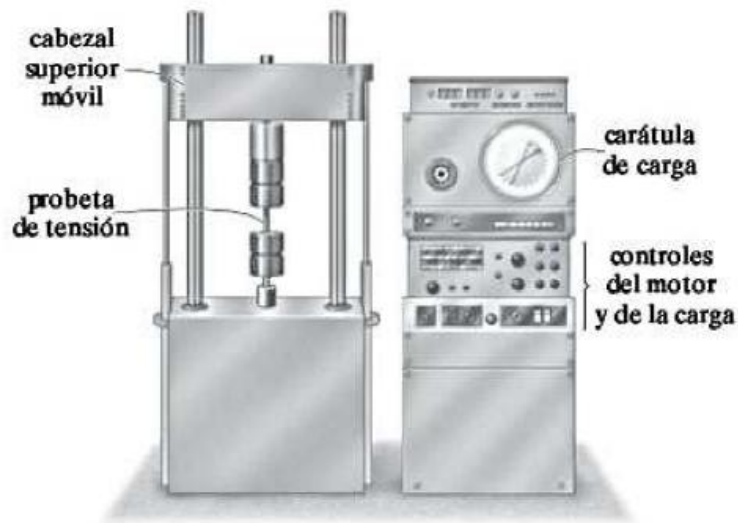


Figura 9. Máquina universal de ensayos (C. Hibbeler, 2011).

Otro experimento muy útil que se puede realizar en este tipo de máquinas de pruebas es la prueba de flexión. En la prueba de flexión un lado del espécimen curvado se encuentra en tensión y el otro lado bajo compresión.

Algunas máquinas para pruebas mecánicas además están equipadas para aplicar cargas de tensión rotacionales. En estos casos se puede determinar el torque contra la deflexión angular y con ello calcular las propiedades de torsión de los materiales (Ratner, 2004).

#### 2.4.3.3. Equipos para pruebas mecánicas en tejidos.

Al igual que el resto de los materiales, los tejidos biológicos presentan propiedades mecánicas únicas dependiendo de sus características, por ejemplo su ubicación en el cuerpo, función, especie, edad, entre otras.

Se han desarrollado instrumentos para evaluar las propiedades mecánicas de diferentes tejidos. Algunos equipos pueden ser versátiles; con ellos se pueden evaluar diferentes tipos de tejidos, siempre y cuando cumplan con las características necesarias establecidas por el fabricante. Otros equipos son especializados y se pueden utilizar para una sola clase de tejido.

En estos equipos, es importante poder establecer condiciones similares a aquellas en las que el tejido se encuentra normalmente, es decir, condiciones fisiológicas de hidratación y/o de temperatura.

Los equipos comerciales ofrecen facilidad de uso en el montaje de la muestra y miden con precisión muestras pequeñas con calidad en la captura de los datos. Algunos ofrecen integración con microscopios y cámaras de alta resolución para el análisis de datos e imágenes (WIPI, 2016). Una de las ventajas más valiosas de los equipos comerciales son sus rigurosas normas y estándares de calidad de fabricación apegados a normas de calidad como la ASTM, lo cual garantiza resultados confiables y repetitivos (ASTM, 2016).

#### *2.4.3.4. Equipos hechos a la medida (Custom made).*

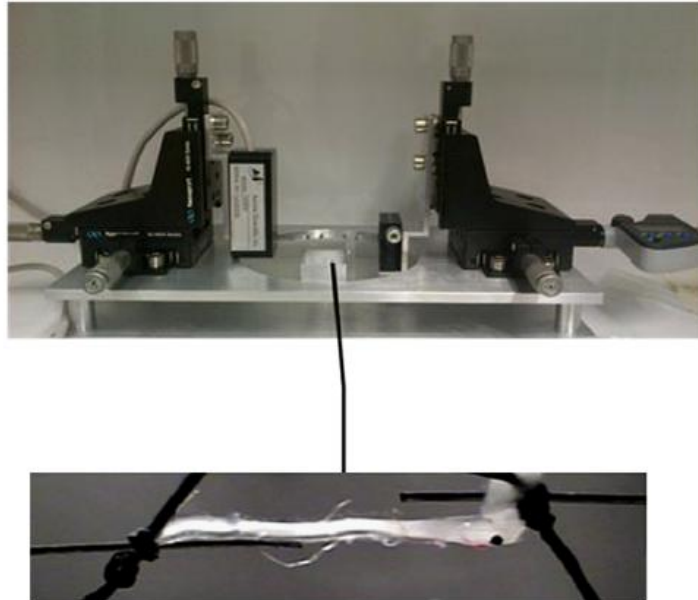
Las pruebas mecánicas de tejidos biológicos requieren instrumentos flexibles que se puedan ajustar a la gran variedad de necesidades durante los experimentos (Saunders, 2011).

Durante la práctica, los científicos se encuentran con la necesidad de evaluar las propiedades de un material, como continuación de un estudio previo de los mismos. Lamentablemente, no siempre se cuenta con equipo que cumpla con las características necesarias para los experimentos que se desean realizar. Debido a esto, se requieren equipos hechos a la medida (o custom made, del inglés). Estos equipos son arreglos experimentales que reúnen los componentes necesarios para que un experimento en específico se pueda llevar a cabo. Para lograr esto, se deben formular dos preguntas: ¿Qué necesito medir? y ¿Cómo lo puedo medir?

En muchos de estos casos, es necesario una participación multidisciplinaria conjunta entre los científicos expertos en el material a evaluar con expertos en instrumentación.

Un ejemplo de este tipo de equipos hechos a la medida es el que fue fabricado por (Luna, Detrick, Shah, Cohen, & Aranda-Espinoza, 2013) para probar las propiedades mecánicas de la médula espinal de la lamprea (Figura 10). El equipo está constituido de micromanipuladores que permiten ejercer una deformación uniaxial controlada sobre el tejido, en este caso, médula

espinal de lamprea. El esfuerzo aplicado es medido con un transductor de fuerza.



*Figura 10. Instrumento hecho a la medida para caracterización mecánica de tejido biológico. Se muestra la fotografía del aparato y una ampliación de la forma de agarre para la médula espinal de lamprea durante las deformaciones longitudinales uniaxiales. (Luna et al., 2013).*

## Capítulo 3. Metodología.

En este capítulo describimos la metodología que seguimos para construir el instrumento de pruebas mecánicas uniaxiales esfuerzo-deformación para tejidos biológicos y artificiales. Para el diseño, construcción y validación del instrumento, se siguieron los pasos esquematizados en la Figura 11.



*Figura 11. Etapas seguidas en la construcción del instrumento de pruebas uniaxiales tensión-deformación.*

En las siguientes secciones se describe cada uno de los pasos llevados a cabo en la realización de este proyecto.

### 3.1. Diseño.

El diseño partió de la idea de crear un sistema que permita evaluar las propiedades mecánicas de tensión y compresión uniaxial en tejidos biológicos y artificiales.

Principalmente el sistema debía contar tres elementos: un elemento que ejerza una deformación sobre los tejidos bajo estudio, un sensor para medir la deformación y un sensor para medir el esfuerzo aplicado. Se contempló que los valores medidos por los sensores pudieran ser recolectados por una computadora para su posterior análisis.

Además, se necesitaba que dicho sistema contara con un aditamento que permita realizar pruebas mecánicas en condiciones hidratadas adecuadas para el estudio de tejidos biológicos.

Debido a los altos costos de equipos comerciales, se decidió diseñar un equipo pensado en la utilización de materiales accesibles en la ciudad de Hermosillo, Sonora, y en gran medida, utilizando piezas recicladas de otros equipos como por ejemplo partes de impresoras, cables, cajas para contactos eléctricos, etc. El objetivo era crear un equipo de bajo costo de fabricación pero sin perder la calidad de funcionalidad y estética.

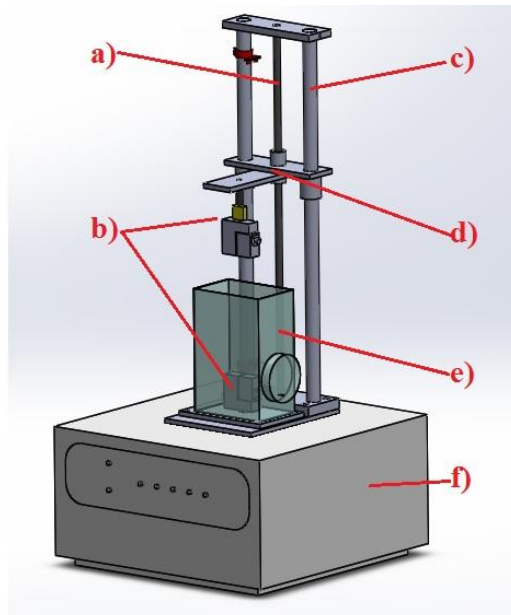
### 3.1.1. Estructura.

Se diseñó un sistema mecánico que permite el desplazamiento lineal y con perturbaciones mínimas de un carro móvil controlado por un tornillo sin fin, el cual es hecho girar por un motor eléctrico. En el carro móvil se colocaron la celda de carga y las mordazas para la sujeción del material. El carro móvil es el elemento encargado de aplicar la deformación al material de estudio.

Para la sección mecánica que se encarga del desplazamiento, se contempló estuviera sobre una caja metálica que funcionara como soporte y que además encerrara a los componentes electrónicos y electromecánicos.

En la Figura 12 se muestra el boceto del diseño contemplado para la construcción estructural del instrumento.





*Figura 12. Diseño estructural del instrumento para pruebas esfuerzo-deformación. Las secciones principales son: a) Tornillo sin fin, b) celda de carga (sensor de fuerza) y mordazas de agarre, c) rieles, d) carro móvil, e) contenedor para pruebas hidratadas y f) base/contenedor de componentes electrónicos y electromecánicos.*

El diseño del instrumento se adaptó al tamaño de algunas piezas recicladas, tales como la base/contenedor, los rieles y el motor eléctrico.

Los diseños esquemáticos se realizaron en AutoCAD y se utilizó SolidWorks para los diseños tridimensionales.

### 3.1.2 Circuito electrónico del instrumento.

Se diseñó un circuito electrónico para el control del motor eléctrico. Este circuito permite controlar el desplazamiento del carro móvil de forma manual o por medio de una computadora, además que agrega un sistema de seguridad para evitar sobrepasar límites máximos y mínimos de desplazamiento definidos.

El circuito está constituido por una sección digital para el control de las funciones del instrumento y una etapa de potencia para el funcionamiento del motor eléctrico.

Para la sección digital se utilizó el microcontrolador PIC18F4450 de la familia Microchip, debido a su versatilidad y número de puertos (Microchip, 2008).

La etapa de potencia está constituida principalmente por transistores y relevadores. La etapa de potencia se une a la etapa digital utilizando optoacopladores, lo que permite aislar los circuitos sensibles en caso de picos de corriente.

Se utilizaron interruptores en el panel frontal para el control manual de las funciones del instrumento.

En la parte posterior del instrumento se agregó un puerto de conexión DB-25 para la tarjeta de adquisición de datos, para de esta forma hacer el control por computadora.

Antes de probar físicamente el circuito diseñado, se realizó una simulación del circuito con el software Proteus.

#### *3.1.2.1. Etapa digital: Programa del microcontrolador.*

Una etapa digital permite la ejecución de comandos para realizar funciones específicas de salidas y entradas de señales. En este caso se utilizó una etapa digital para el control total del instrumento, el control del motor por interruptores manuales y por computadora, las señales indicativas. Esta etapa además se utilizó para crear un código de protección en caso de sobrepasar los límites establecidos para el carro de desplazamiento.

El código del programa está escrito en lenguaje C para el microcontrolador 18F4554. El programa se compiló por medio del software PIC C Compiler.

Para el diseño del programa del microcontrolador se partió del diagrama de flujo de la Figura 13.

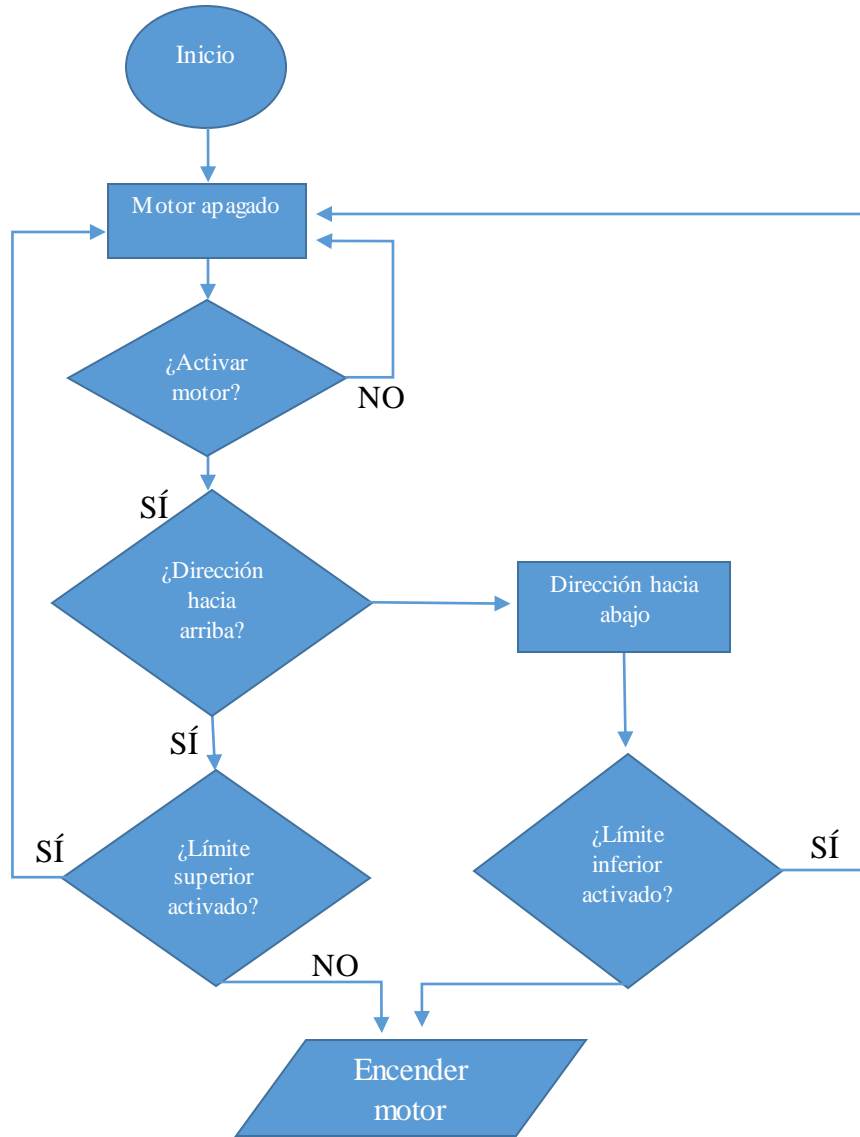


Figura 13. Diagrama de flujo del programa para el microcontrolador.

### 3.1.1.2. Etapa de potencia.

Para controlar la dirección del motor DC, se diseñó un circuito tipo puente H de potencia basado en relevadores y transistores. Esto fue necesario ya que el motor requiere intensidades de corriente mayores a 5 amperes y los circuitos puente H comerciales son de menores capacidades. El circuito diseñado fue el que se presenta en la Figura 14.

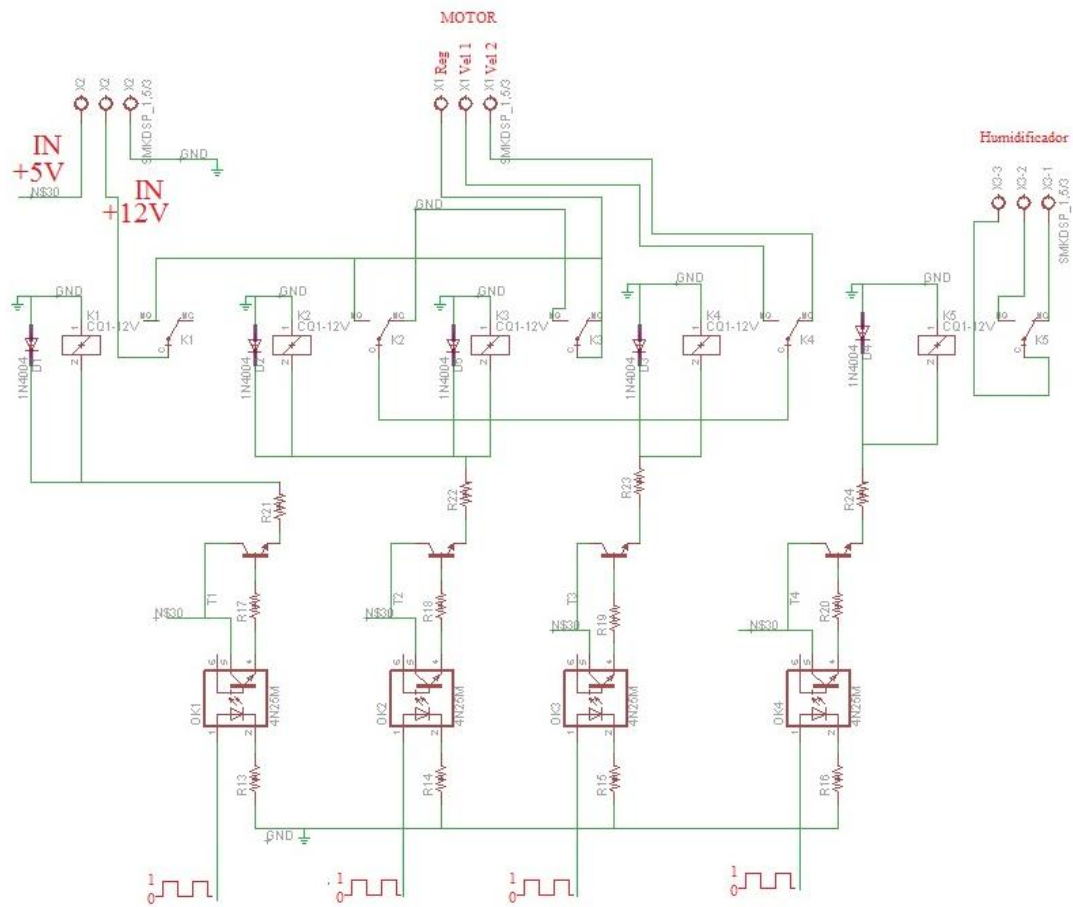


Figura 14. Diagrama del circuito de la etapa de potencia.

La etapa de potencia se aisló de la etapa de control digital mediante circuitos optoacopladores; esto asegura la protección de los circuitos delicados en caso de picos de corriente.

## 3.2. Construcción.

### 3.2.1. Estructura.

Algunas de las piezas necesarias para la construcción estructural se consiguieron ya maquiladas, provenientes de piezas recicladas de otros equipos. Estas piezas se modificaron y adaptaron de acuerdo con el diseño del instrumento.

Las piezas que se necesitaron fabricar fueron construidas con hierro, aluminio, nylonid o acrílico. Dichas piezas fueron maquiladas en el taller de torno y soldadura del Departamento de Física de la Universidad de Sonora.

Las piezas construidas fueron fabricadas a partir de diseños originales para cumplir con la funcionalidad propuesta para el instrumento construido en este trabajo.

### 3.2.2. Circuito electrónico.

El montaje del circuito electrónico se realizó sobre un circuito impreso (o PCB por sus siglas en inglés) fabricado a partir de una placa fenólica con cubierta de cobre y utilizando los componentes electrónicos necesarios de acuerdo al diagrama diseñado.

#### 3.2.2.1. Fabricación del circuito impreso (PCB).

Se fabricó el circuito impreso utilizando la técnica de transferencia (Trescases, 2006). Para ello, se utilizaron los siguientes materiales.

- Hoja termotransferible para circuitos impresos.
- Impresora láser.
- Placa fenólica con cobre para circuitos impresos de 15 x 15 cm.

- Cloruro Férrico ( $\text{FeCl}_3$ ).

A continuación se describen los pasos realizados para la elaboración del circuito impreso:

1. Diseño de las pistas para circuito electrónico.

Con el software EAGLE, se diseñaron las pistas que conforman el circuito electrónico con las posiciones en donde se colocaron los componentes electrónicos de acuerdo al diseño de circuito final.

2. Impresión del circuito.

La impresión del circuito se realizó con una impresora láser, en un papel termotransferible. Además, la impresión se hizo a modo espejo del diseño original.

La razón de hacer la impresión a modo espejo es que el diseño es trasferido a una placa de cobre, y al transportar el circuito impreso de forma espejo, en la placa de cobre el diseño queda en la posición correcta.

3. Transferencia.

La transferencia del circuito se hace a una placa fenólica con cobre por medio de calor. Esta placa de cobre aporta las pistas conductoras para el circuito. Se colocó el papel termotransferible con el lado impreso sobre la placa de cobre y se calentó utilizando una plancha para ropa a  $150^\circ \text{C}$  por 5 minutos. Se retiró el papel restante utilizando agua. Sobre la placa de cobre quedaron las pistas marcadas con tóner.

4. Ataque químico.

Se sumergió la placa, ya con las pistas marcadas, en cloruro férrico ( $\text{FeCl}_3$ ). Este compuesto ataca las zonas de cobre en donde no hay tóner. Después de cierto tiempo, el cobre desapareció de las zonas descubiertas, quedando solamente cobre en las secciones cubiertas por los patrones de tóner. El patrón que queda de cobre contiene todas las pistas necesarias para el circuito.

5. Limpieza.

Se lavó la placa utilizando agua y jabón. Se utilizó una esponja abrasiva para retirar los restos de tóner.

6. Perforación.

Se utilizó un taladro para realizar las perforaciones correspondientes en los lugares en donde se colocaron los componentes electrónicos.

#### *3.2.2.2. Soldadura del circuito.*

Los componentes se soldaron al circuito impreso de acuerdo al diseño realizado.

Como material de soldadura se utilizó una aleación de estaño-plomo al 50% y un cautín para aplicar calor sobre el componente, la pista de cobre y la soldadura.

Se comprobó la continuidad de todas las líneas soldadas utilizando un multímetro. De esta forma se aseguran soldaduras correctas y se descartan cortos circuitos en las pistas conductoras.

### 3.3. Motor.

Se utilizó un servo motor DC de 12 volts con reductor de velocidad con un torque máximo de trabajo de 19 N·m. El motor cuenta con dos velocidades pre-establecidas: Velocidad 1 de 36 rpm y Velocidad 2 de 54 rpm.

### 3.4. Sensores.

Los sensores son una de las partes fundamentales para la realización de este proyecto, ya que ellos son los que permiten medir cuantitativamente los valores obtenidos durante los experimentos de esfuerzo-deformación en los tejidos.

#### 3.4.1. Sensor de fuerza.

Para elegir el sensor adecuado, se estimó el intervalo de fuerzas de acuerdo a experimentos de la literatura. De acuerdo a la revisión bibliográfica en (Tissakht & Ahmed, 1995), la capacidad de la celda de carga utilizada para su arreglo experimental para pruebas de tensión uniaxial es de 0 – 50 N; con dicho sensor hacen estudios en tejidos provenientes de meniscos humanos.

En nuestro caso se decidió optar por una celda de carga miniatura tipo S FUTEK Modelo LMR200 con capacidad de 25 lb (111.2 N) (FUTEK, 2016) para compresión y tensión. De esta forma se espera tener un intervalo adecuado para el estudio de una gran variedad de tejidos biológicos blandos y tejidos artificiales basados en polímeros. El equipo está diseñado para utilizar otras celdas de carga con diferentes intervalos de medida de acuerdo con experimentos que se deseen realizar.

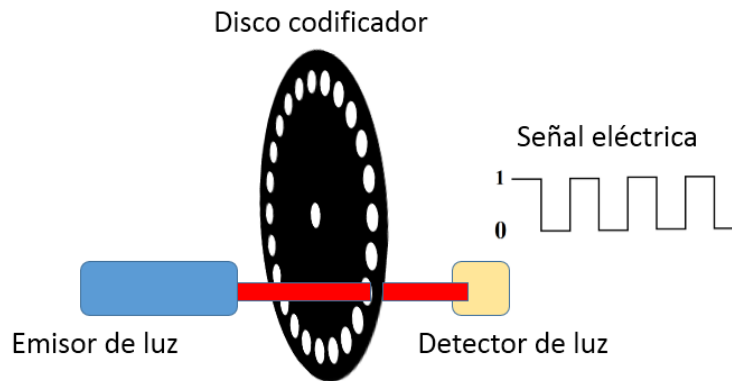
#### 3.4.2. Sensor de desplazamiento.

Para medir el desplazamiento del carro móvil se instaló en la base del tornillo sin fin un codificador rotatorio de 24 divisiones. El número de vueltas del tornillo sin fin es proporcional al desplazamiento del carro móvil.

La rotación del codificador rotatorio es leída por un sensor infrarrojo en un arreglo emisor-receptor. Las interrupciones generadas por el disco giratorio con franjas claras y oscuras crean una señal tipo tren de pulsos la cual es leída por la tarjeta de adquisición de datos (Figura 15).

Se midió el número de divisiones por milímetro y con ello se estimó el valor mínimo del desplazamiento que el sistema puede medir.





*Figura 15. Funcionamiento del codificador rotatorio.*

### 3.5. Ensamble.

Con todas las secciones listas (mecánicas y electrónicas) se realizó el ensamble de acuerdo al diseño de la sección 3.1.

Las piezas con secciones de rotación (engranes y tornillo sin fin) fueron lubricadas adecuadamente con aceite y grasa de larga duración para equipos mecánicos móviles durante su instalación.

Se utilizaron tornillos y tuercas de diferentes dimensiones para asegurar uniones firmes entre las componentes. Cada una de las etapas del ensamble de las componentes del instrumento es descrita en la sección de resultados.

### 3.6. Control y adquisición de datos.

Se realizó la conexión del circuito de control del equipo hacia una computadora utilizando una tarjeta de adquisición de datos USB-6501 de National Instruments. Se utilizó la

tarjeta de adquisición PCI-6238 para capturar los valores analógicos de las mediciones de las señales de corriente de la celda de carga (NI, 2014)(NI, 2015).

Para realizar la comunicación de la computadora con las tarjetas de adquisición de datos, se elaboró un software en LabVIEW, el cual permite el control del instrumento y la adquisición de datos proveniente de los sensores. El software elaborado es fácil de utilizar incluso para aquellos usuarios con poca experiencia en caracterización mecánica de tejidos.

El programa permite la exportación de los resultados para su posterior análisis en programas matemáticos comerciales.

### 3.7. Validación de funcionalidad.

La exactitud de un instrumento o dispositivo está relacionada con el error o diferencia entre el valor que mide y un valor real. Mientras menor es esta diferencia más exacto es el instrumento. La exactitud se determina cuando se comparan los resultados leídos por el instrumento contra estándares conocidos. Los estándares deben ser dispositivos calibrados por laboratorios de instrumentación (Dunn, 2006).

La evaluación de un instrumento garantiza resultados confiables y reproducibles. Para la evaluación del instrumento construido en este trabajo se obtuvieron las curvas de calibración de las celdas de carga y se realizaron pruebas de linealidad del desplazamiento medido por el instrumento. Además se realizaron pruebas demostrativas en donde se obtuvieron las gráficas de esfuerzo contra deformación de un material de características conocidas; también se obtuvieron gráficas de relajación del esfuerzo de muestras de tejido biológico bajo condiciones hidratadas.

### 3.7.1. Linealidad de la celda de carga.

La celda de carga utilizada cuenta con un certificado de Calibración (Anexos 2). A pesar de ello, se decidió comprobar su linealidad mediante la obtención de la curva de calibración, es decir, de una gráfica donde se compara la señal de salida de la celda de carga al aplicarse cargas conocidas. Para esta evaluación se contó con ayuda del Laboratorio de Metrología de la Universidad de Sonora. Se capturó la señal de la celda de carga al aplicar diferentes masas patrones estandarizadas. Se realizaron dos gráficas en donde se evidencia la relación lineal de la señal de la celda de carga; una de las gráficas se obtuvo con cargas de 10, 20, 50 y 100.37 g; la otra se obtuvo con cargas de 100.37, 500, 1000, 2000 y 5000 g. Para generar cada gráfica se realizaron 10 pruebas en donde el cambio de las cargas fue ascendente y descendente y se hizo la relación con los valores medidos de la señal de corriente desplegada en el panel frontal del software de adquisición. Esto permite garantizar que las mediciones son confiables y repetitivas en diferentes escalas.

### 3.7.2. Linealidad del desplazamiento.

Se comprobó la linealidad de los desplazamientos del carro móvil comparando los datos del control del software con las mediciones manuales de un calibrador vernier de la marca Truper® con capacidad mínima de 0.02 mm y tolerancia de 0.05 mm. Se generaron las gráficas de linealidad para desplazamientos de pasos de 1, 5 y 10 mm. Cada prueba se repitió 10 veces para cada intervalo de desplazamiento, y se obtuvo el promedio de los valores del comportamiento. Con ello se generó una gráfica en donde se compara el valor desplegado por el instrumento y el valor medido por el calibrador vernier.

### 3.7.3. Pruebas esfuerzo-deformación.

Se realizaron pruebas utilizando un material de características conocidas para realizar comparaciones con los datos en la literatura. En este caso se utilizó Tecoflex® EG85A que es

un material ampliamente utilizado para implantes y prótesis en válvulas cardiacas. Es un poliéter alifático basado en poliuretanos termoplásticos (Lubrizol, 2016).

Se utilizaron muestras de Tecoflex® EG85A de dimensiones 15mm de largo entre mordazas, 5 mm de ancho y 0.201 mm de espesor a una velocidad de elongación de 71 mm/min.

Se generaron las gráficas de esfuerzo-deformación para 10 muestras. De los resultados obtenidos se calculó el comportamiento promedio y se obtuvieron los valores de la elongación máxima y esfuerzo máximo para compararlos con los valores de la literatura. Los resultados se presentan en la sección 4.8.3.

#### 3.7.4. Curvas de relajación de tejido biológico bajo condiciones hidratadas.

Como prueba demostrativa de la función de realizar pruebas de tejidos biológicos en condiciones hidratadas, se obtuvieron curvas de relajación mecánica en muestras de tejido de estómago bovino hidratadas con agua. Las curvas de relajación se obtuvieron al 20, 30 y 50 % de deformación. Las pruebas de relajación mecánica se realizaron durante periodos de 5 minutos. Las muestras utilizadas fueron de dimensiones de 30 mm de largo entre las mordazas (10 mm en cada extremo para sujetarla), 10 mm de ancho y 8 mm de espesor. Se obtuvieron los módulos y las constantes de visco elasticidad en cada punto utilizando el modelo de Maxwell mencionado en la sección 2.4.2.5. Los resultados de esta prueba se presentan en la sección 4.8.4.

Debe remarcarse que esta fue una prueba solamente de carácter demostrativo para probar la capacidad del instrumento de realizar caracterizaciones mecánicas uniaxiales en tejidos biológicos bajo condiciones hidratadas.

## Capítulo 4. Resultados.

### 4.1. Diseño estructural

El diseño estructural del instrumento está realizado para generar un soporte estable durante las pruebas de esfuerzo-deformación. Se pretende que los movimientos generados al aplicar deformaciones sobre las muestras sean suaves y con un mínimo de vibración.

Las componentes del instrumento diseñado ensamblan unas con otras para trabajar en conjunto en un solo sistema.

En el diseño de la sección estructural se cuidó la estética de sus componentes y de las uniones, pero principalmente, la calidad de la funcionalidad y la resistencia del instrumento. Las piezas fueron construidas en base al diseño original, el cual incorpora componentes reciclados modificados y otros tantos fabricados a la medida.

En las siguientes secciones se describen las componentes estructurales diseñadas, los materiales para su fabricación así como los diagramas dimensionados y los modelos tridimensionales para ayudar a una mejor percepción de las formas por parte del lector.

#### 4.1.1. Rieles.

La sección denominada “rieles” es la parte del instrumento que ayuda a un desplazamiento estable del carro móvil (Figura 16).

Los rieles están fabricados en su totalidad de acero inoxidable, lo que les aporta características de resistencia al desgaste y a la corrosión. Esta pieza está constituida de dos barras cilíndricas de un grosor de 2 cm de diámetro y 54.5 cm de altura con un acabado pulido espejo, ideal para disminuir la fricción en el deslizamiento. Para la unión de las barras se utilizó una barra sólida de acero inoxidable de dimensiones 7 cm x 16 cm de base y 1.5 cm de espesor; la barra tiene cuatro roscas para tornillos de 7/16 de pulgada, con rosca estándar. En el centro de

la barra se encuentra un orificio de 5 mm de radio que funciona como buje para el tornillo sin fin.

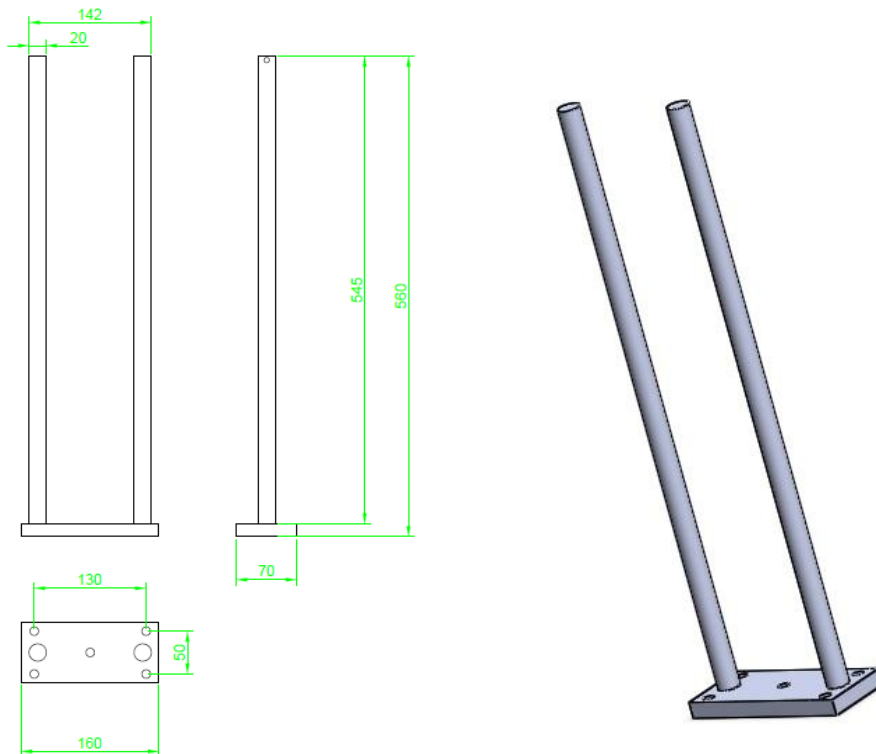


Figura 16. Diagrama dimensionado de los rieles. Las unidades están dadas en milímetros. A la derecha se muestra la representación tridimensional.

#### 4.1.2. Carro móvil.

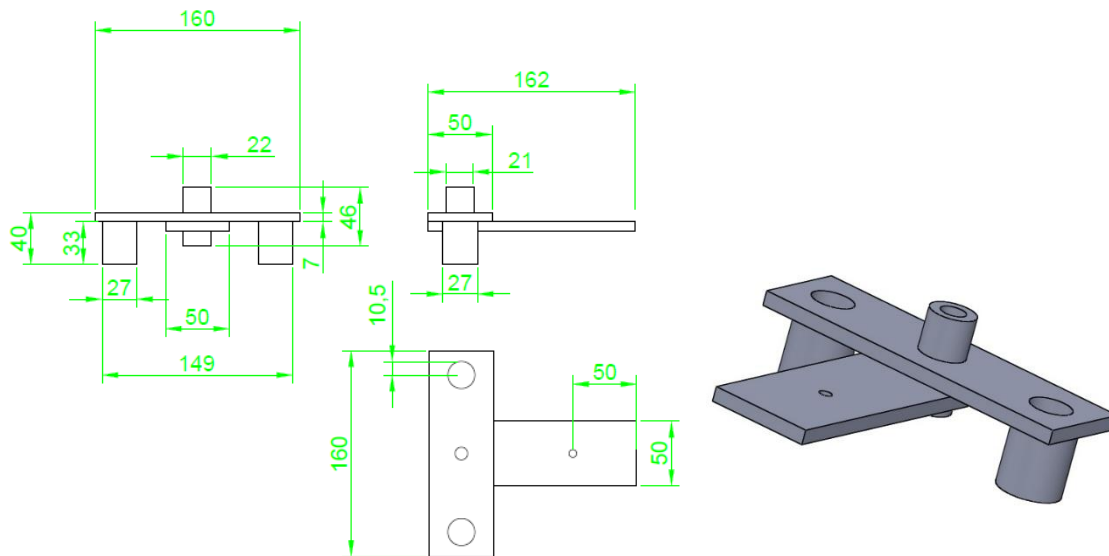
La pieza denominada “carro móvil” es la parte del instrumento que se desplaza a través de los rieles. Además, a esta pieza se le sujeta la celda de carga y se encarga de ejercer la deformación sobre las muestras bajo estudio (Figura 17).

El carro móvil está constituido por placas de hierro en forma de cruz. Las placas son de  $\frac{1}{4}$  de pulgada de grosor con un ancho de 2 pulgadas.

En los extremos del carro móvil se encuentran los bujes para el deslizamiento. Dichos bujes están fabricados de bronce con refuerzo exterior de hierro y tienen un diámetro interior de 21 mm.

En el centro del carro móvil se localiza una rosca tipo estándar de ½ pulgada. El paso del tornillo sin fin a través de dicha rosca produce un desplazamiento del carro móvil hacia arriba o hacia abajo a través de los rieles dependiendo del sentido en el cual se enrosca el tornillo.

En la parte posterior del carro móvil se encuentra una viga voladiza con un orificio de ¼ de pulgada. Este orificio se encuentra en el extremo de la viga y es aquí donde se coloca la base para la celda de carga.



*Figura 17. Diagrama dimensionado del carro móvil. Las unidades están dadas en milímetros. A la derecha se muestra la representación tridimensional.*

#### 4.1.3. Tornillo sin fin.

Se utilizó un tornillo de rosca estándar de  $\frac{1}{2}$  pulgada para funcionar como tornillo sin fin. Tiene dimensiones de 66 cm de largo, de los cuales 53.5 cm corresponden a la rosca, 1 cm para guía superior y 10 cm como guía inferior con conector para la terminal del motor (Figura 18).

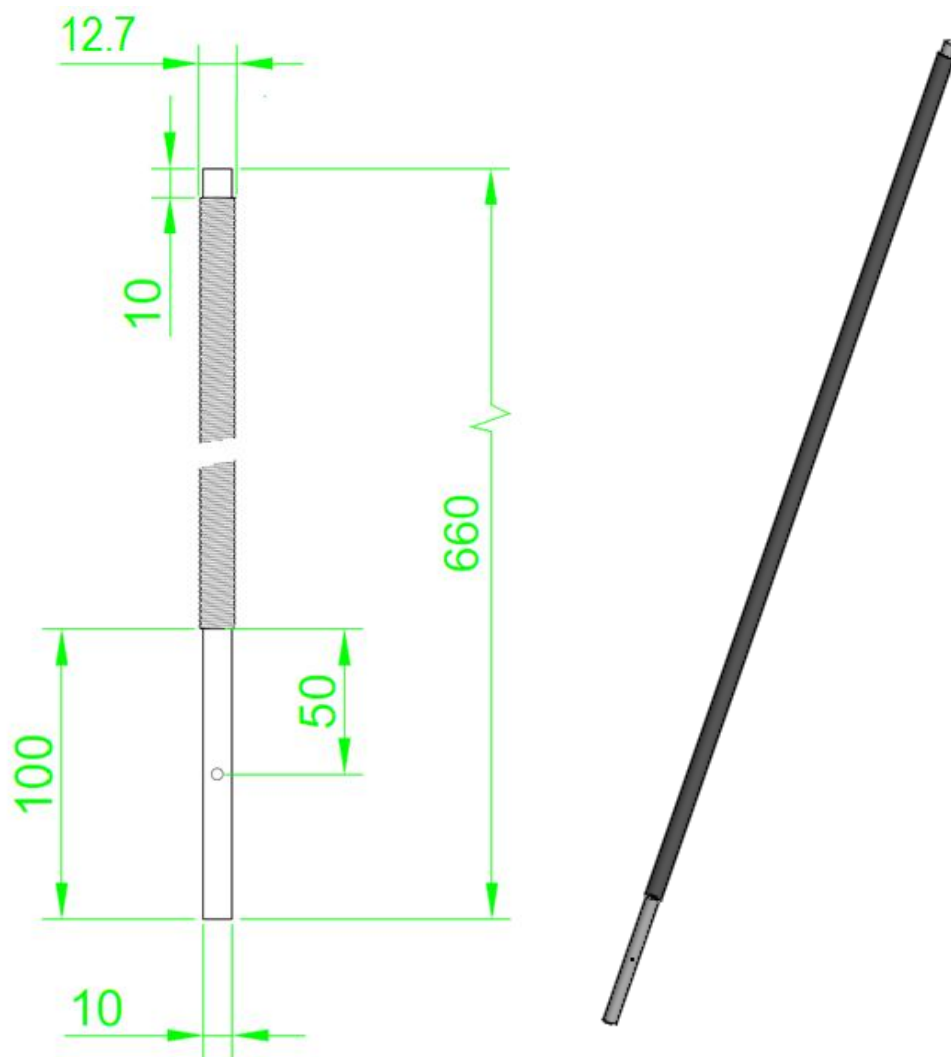


Figura 18. Diagrama dimensionado del tornillo sin fin. Las unidades están dadas en milímetros. A la derecha se muestra la representación tridimensional.



#### 4.1.4. Placa de unión superior.

Se utilizó una placa de hierro de  $\frac{1}{4}$  de pulgada de grosor y 2 pulgadas de ancho para diseñar la placa de unión superior. Esta placa une a las barras del riel; el orificio central de la placa funciona como buje para el tornillo sin fin en la parte superior. La placa cuenta con dos roscas para tornillo de  $\frac{1}{5}$  pulgada por cada extremo los cuales ayudan a sujetar dicha placa a las barras del riel (Figura 19).

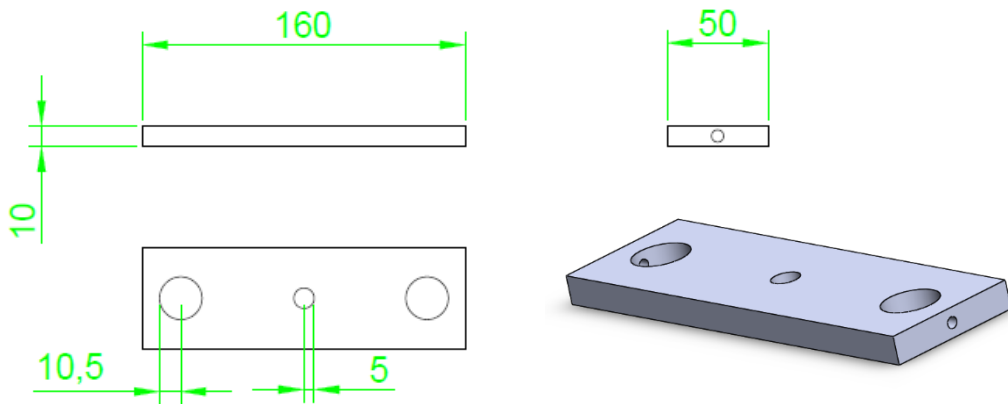


Figura 19. Diagrama dimensionado de la placa superior. Las unidades están dadas en milímetros. A la derecha se muestra la representación tridimensional.

#### 4.1.5. Placa de unión inferior.

Se diseñó una placa para unir la base de los rieles con la caja metálica de soporte y dentro de ella la base para el motor. A su vez, esta placa de unión inferior funciona como soporte para el sistema de mordaza inferior y contenedor para pruebas hidratadas.

La placa está diseñada para ser construida en hierro con diferentes perforaciones para los tornillos sujetadores (Figura 20).

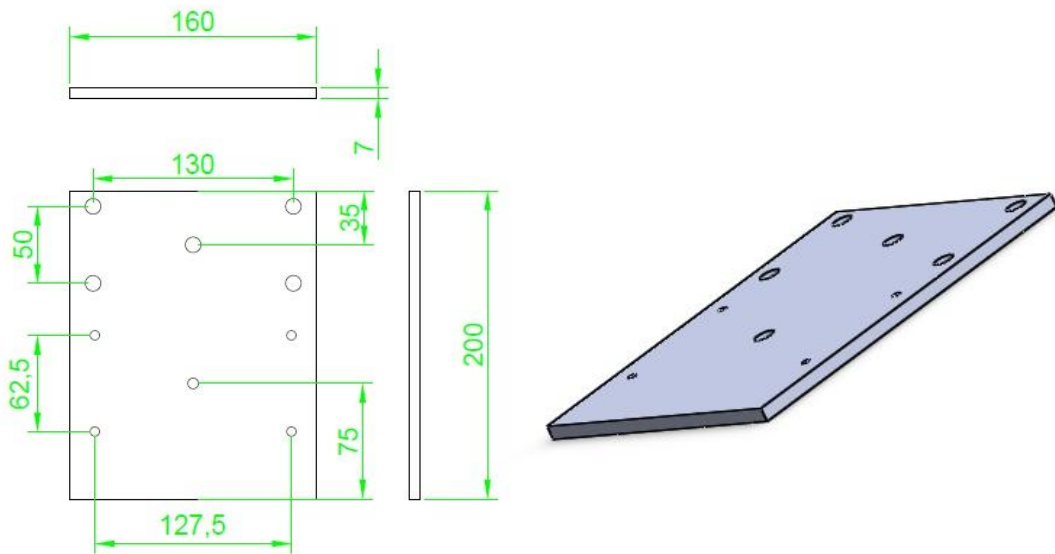


Figura 20. Diagrama dimensionado de la placa inferior. Las unidades están dadas en milímetros. A la derecha se muestra la representación tridimensional.

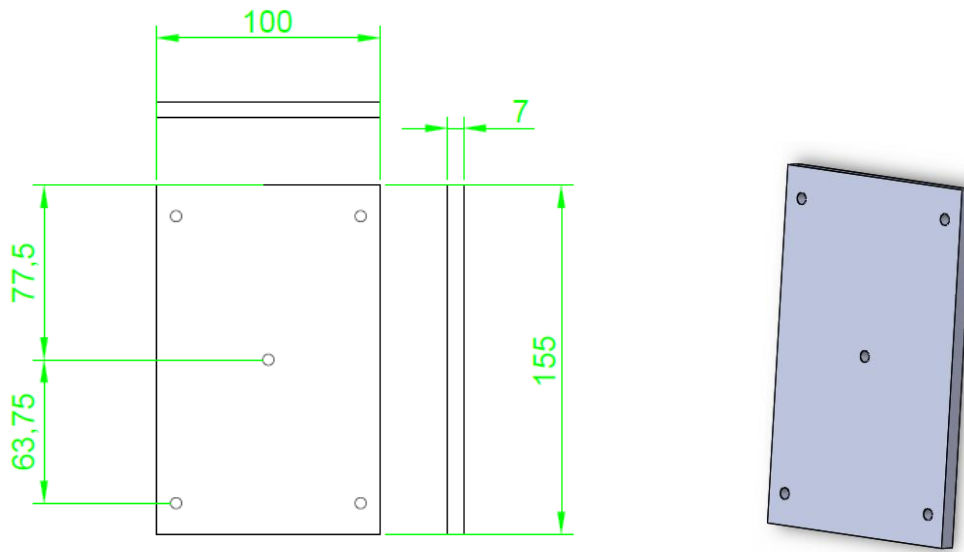
#### 4.1.6. Placa para mordazas.

La placa para mordazas está diseñada para sujetar en ella las mordazas para el agarre de las muestras a estudiar. Las mordazas se sujetan a la placa por medio de un tornillo tipo Allen rosca estándar de  $\frac{1}{4}$  de pulgada de diámetro y de 1 pulgada de largo (Figura 21).

Esta placa se puede fijar o remover fácilmente del equipo sujetándola por 4 tornillos tipo Allen rosca estándar de  $\frac{1}{4}$  de pulgada de diámetro y de  $\frac{1}{2}$  pulgada de largo.

La razón por la cual se diseñó esta placa removible, es para retirar fácilmente el conjunto de mordaza con el contenedor para pruebas hidratadas. De esta forma, al momento de estar trabajando con un contenedor lleno de líquido, será fácil remover el conjunto de placa, contenedor y mordaza del instrumento. Con este método se puede verter fácilmente el líquido en otro contenedor o desecharlo sin poner en riesgo el equipo.

El contenedor para pruebas hidratadas se coloca en el tornillo central de la placa al cual posteriormente se enrosca la mordaza inferior.

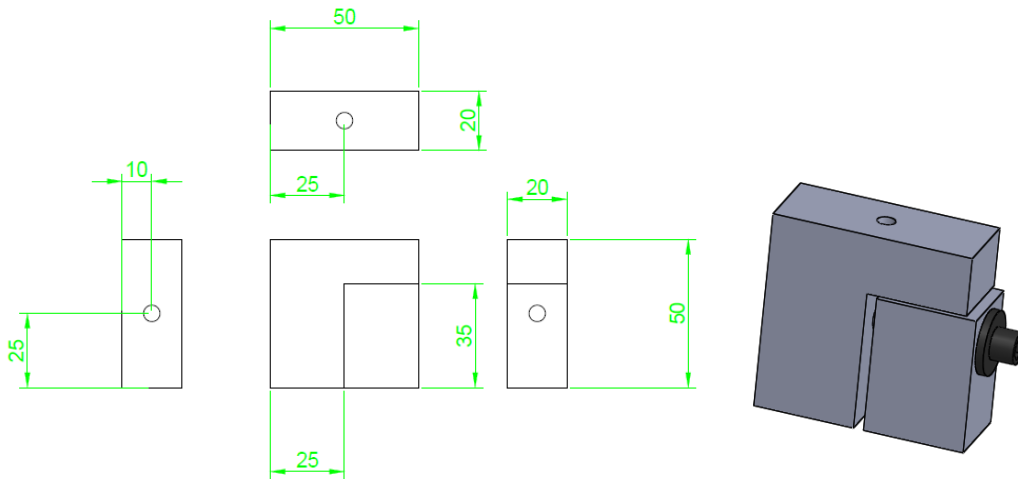


*Figura 21. Diagrama dimensionado para placa para mordazas. Las unidades están dadas en milímetros. A la derecha se muestra la representación tridimensional.*

#### 4.1.7. Mordazas.

Se diseñaron dos mordazas para sujetar las muestras durante las pruebas de tensión. Las mordazas diseñadas permiten un ajuste uniforme al centro. El ajuste de las mordazas se hace con un tornillo tipo Allen de  $\frac{1}{4}$  de pulgada de roca estándar (Figura 22).

En la parte superior de la mordaza se encuentra un orificio roscado, el cual coincide con la rosca de las extremidades de la celda de carga.



*Figura 22. Diagrama dimensionado para las mordazas. Las unidades están dadas en milímetros. A la derecha se muestra la representación tridimensional.*

#### 4.1.8. Base para motor.

Una base une al motor con la base de los rieles, lo que permite hacer un conjunto estable entre todos los componentes mecánicos del instrumento (Figura 23).

La base de motor está diseñada para ser construida con placa de hierro de 1/8 de pulgada.

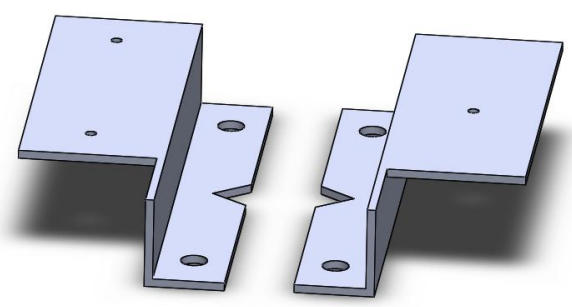
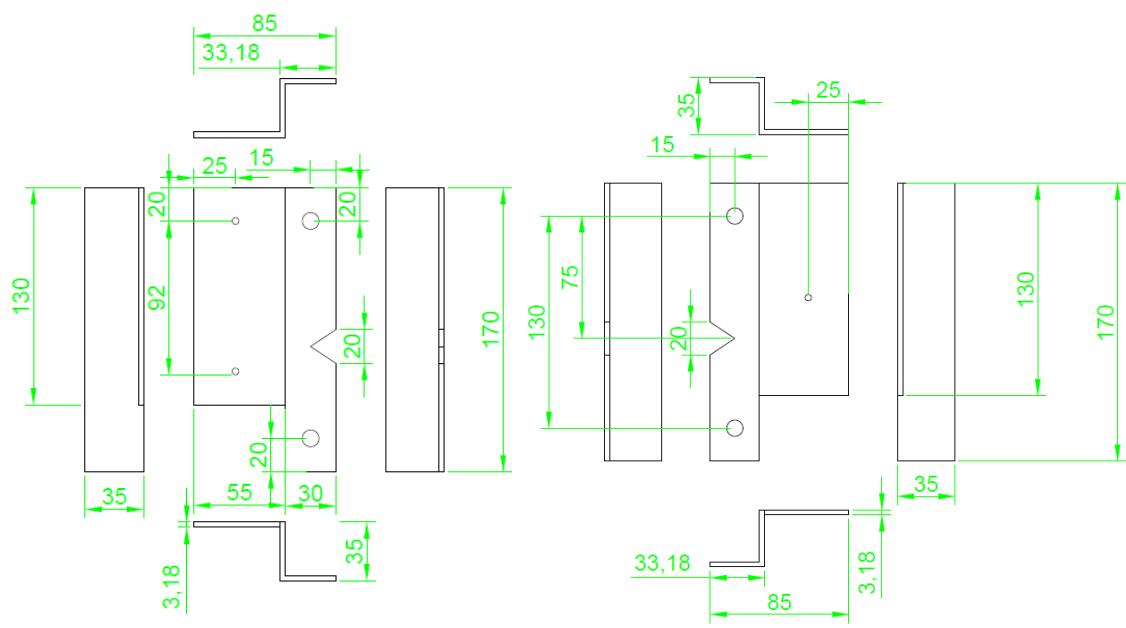


Figura 23. Diagrama dimensionado para la base del motor. Las unidades están dadas en milímetros. En la parte inferior se muestra la representación tridimensional.

#### 4.1.9. Base/contenedor.

La pieza denominada base/contenedor tiene la función de albergar a los componentes electrónicos y electromecánicos; además, es el soporte principal del instrumento (Figura 24). Es importante mencionar que esta es una pieza reciclada a la cual se le hicieron las adecuaciones necesarias. Esta pieza está fabricada en lámina de hierro galvanizado.

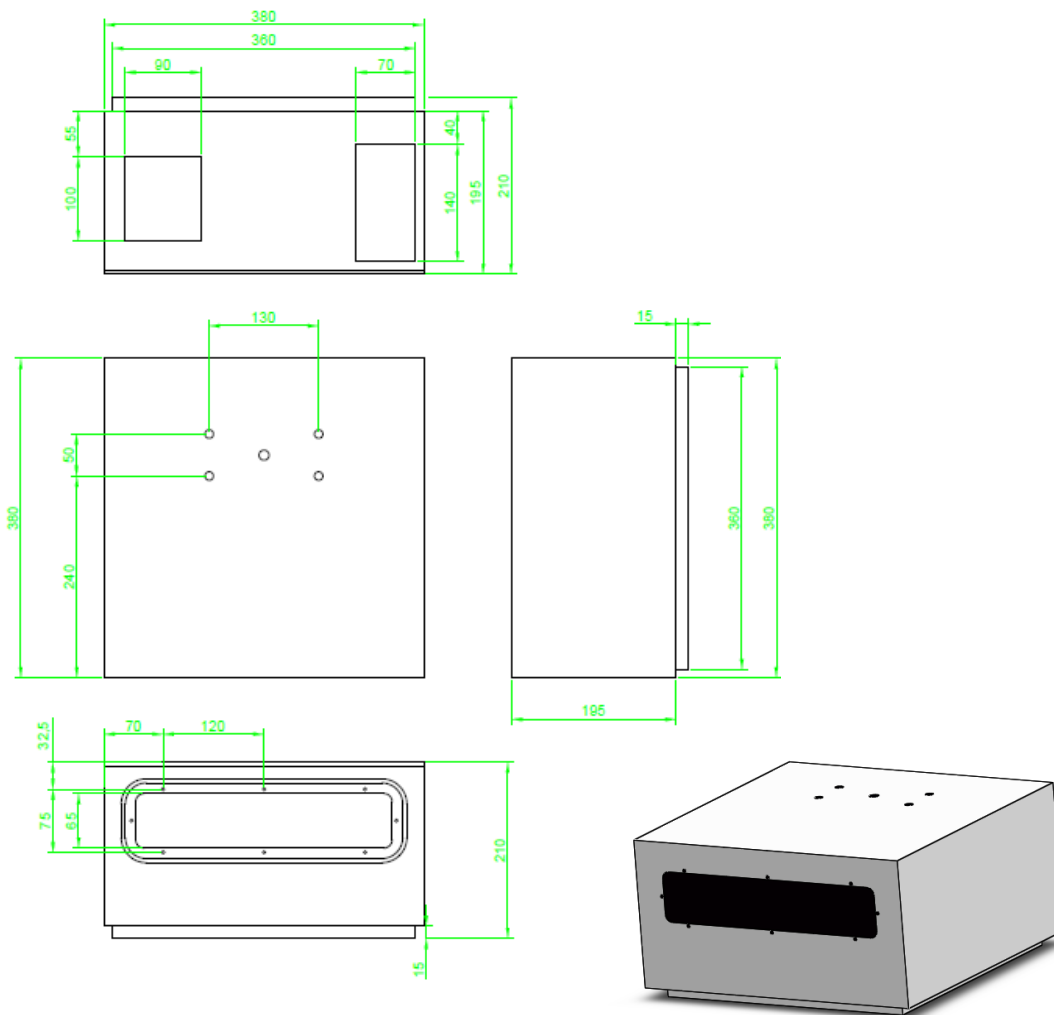


Figura 24. Diagrama dimensionado de la base/contenedor. Las unidades están dadas en milímetros. A la derecha se muestra la representación tridimensional.

#### 4.1.10. Tablero.

Para colocar los interruptores para el control manual, así como el circuito principal del instrumento se diseñó una pieza a la cual se le denomina “tablero”; esta pieza consiste de una placa de hierro galvanizado con perforaciones. Las perforaciones periféricas sirven para fijar el tablero a la caja soporte por medio de tornillos. En las perforaciones centrales se colocan los interruptores para el control manual. En las perforaciones laterales de menor tamaño se colocan indicadores LED correspondientes a los mensajes de estado del instrumento. En la Figura 25 se puede observar el diagrama dimensionado del tablero, el diseño tridimensional y la etiqueta de leyendas para el control del instrumento.

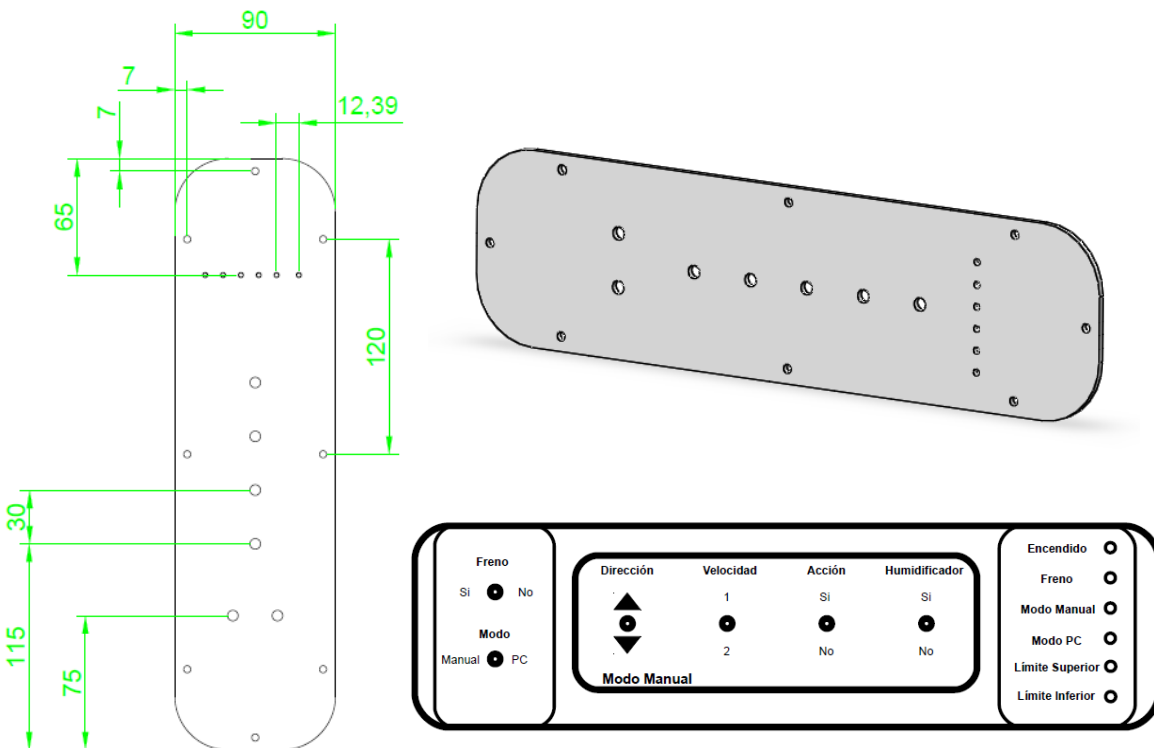


Figura 25. Diagrama dimensionado del tablero. Las unidades están dadas en milímetros. A la derecha se muestra la representación tridimensional y en la parte inferior la etiqueta de leyendas.

## 4.2. Construcción estructural.

La construcción estructural se realizó en su mayoría utilizando material reciclado. Algunas de las piezas son provenientes de equipos reciclados por lo cual se realizaron adecuaciones para poder utilizarlas de acuerdo al diseño propuesto.

A continuación se muestran las imágenes del resultado de la construcción de cada una de las piezas utilizadas en este proyecto.

### 4.2.1. Conjunto rieles, carro móvil, tornillo sin fin y placa superior.

Los rieles están contruidos en su totalidad en acero inoxidable con las dimensiones del diseño de la Figura 16. El carro móvil y la placa superior fueron fabricados con hierro con las dimensiones de los esquemas mostrados en la Figura 17 y Figura 19. El tornillo sin fin está fabricado en acero de acuerdo a las dimensiones de la Figura 18. Estas son las principales secciones mecánicas del instrumento, ya que son las responsables de ejercer la deformación sobre la muestra. Las piezas fueron construidas utilizando herramientas de torno para incrementar la calidad final. En la Figura 26 se muestra el resultado de la construcción del conjunto de las piezas rieles, carro móvil, tornillo sin fin y placa superior. En la imagen se aprecian las piezas recién construidas sin los ajustes finales; el tonillo sin fin está colocado en la posición inversa, esto por motivos de pruebas.

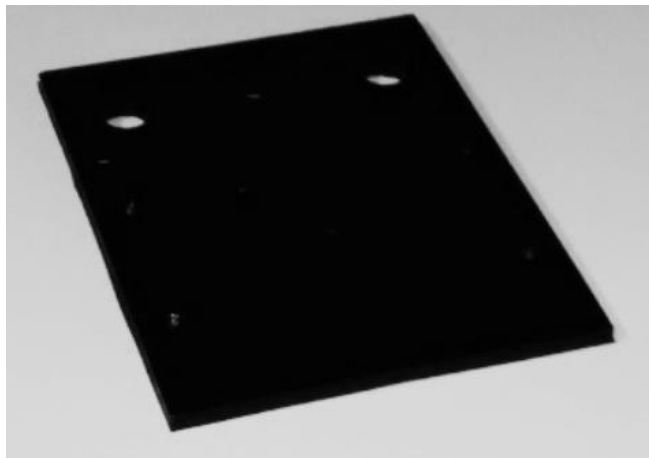




*Figura 26. Conjunto de rieles, carro móvil, tornillo sin fin y placa superior.*

### 3.2.2. Placa inferior.

La placa inferior se construyó con las dimensiones mostradas en la Figura 20 con placas de hierro de  $\frac{1}{4}$  de pulgada de espesor. En la Figura 27 se muestran los resultados de la fabricación de la placa inferior.

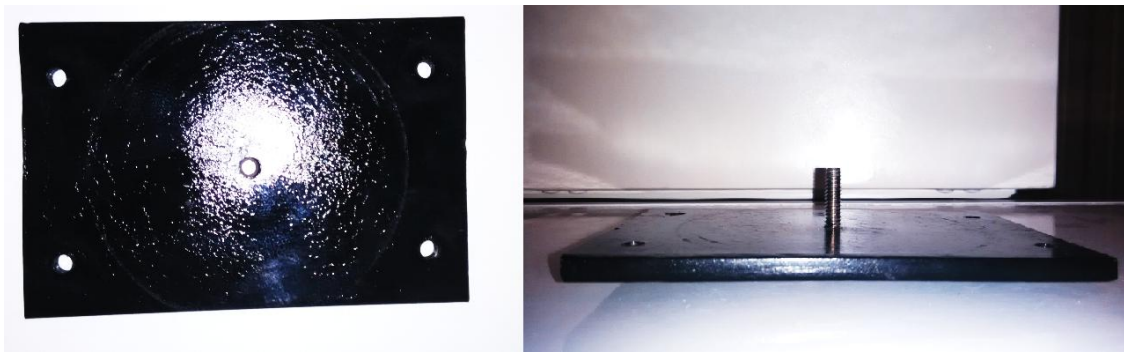


*Figura 27. Placa inferior.*

#### 4.2.3. Placa para mordazas.

La placa para mordazas tiene la función de ser el soporte principal para las mordazas inferiores y el contenedor para pruebas hidratadas, con la característica de ser fácilmente removible del instrumento manteniendo unido el conjunto de mordazas y contenedor.

En la Figura 28 se muestra el resultado de la construcción de la placa para mordazas. Las dimensiones para la fabricación de la placa para mordazas están basadas en el diseño de la Figura 21.



*Figura 28. Placa para mordazas.*

#### 4.2.4. Mordazas.

Las mordazas son utilizadas para sostener las muestras de estudio en pruebas de tensión uniaxial. Se necesitan una mordaza inferior y una superior. Los materiales utilizados para construcción deben ser resistentes a la corrosión por agua. Para la mordaza superior se utilizó aluminio. Para la construcción de la mordaza inferior se utilizó nylamid.

Las dimensiones para la construcción de las mordazas se muestran en el diagrama de la Figura 22. En la Figura 29 se muestra el resultado de la construcción de las mordazas inferior y superior correspondientemente.

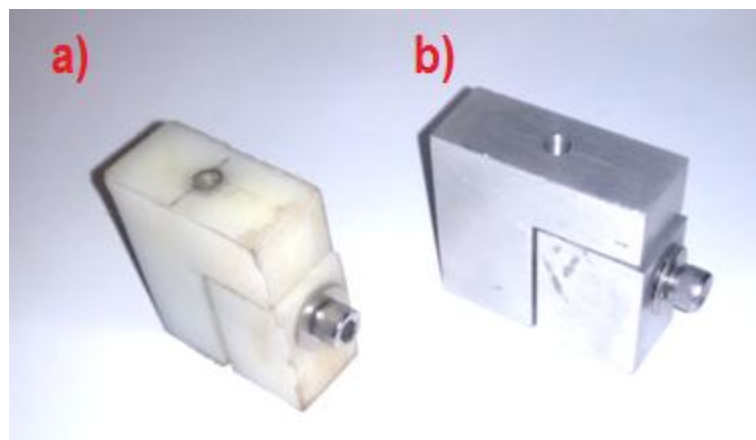


Figura 29. Mordazas. a) Mordaza inferior y b) Mordaza superior.

La masa de las mordazas construidas fue medida utilizando una balanza analítica marca Precisa modelo XR 205SM-DR. Los resultados de estas mediciones se muestran en la Tabla 1.

Tabla 1. Valor de la masa de las mordazas.

Mordaza	Masa (gramos)
Nylamid	64.00 ±0.01
Aluminio	136.35 ±0.01

#### 4.2.5. Base para motor.

La base para el motor se localiza en la parte interna de la caja contenedora y se fija directamente a la placa inferior y a los rieles formando un conjunto estable.

La base para el motor se conforma de dos piezas independientes con las dimensiones especificadas en la Figura 23. En la Figura 30 se muestran los resultados de la fabricación de la base para el motor.



*Figura 30. Base para el motor.*

#### 4.2.6. Contenedor.

El contenedor está diseñado para realizar pruebas mecánicas bajo condiciones hidratadas; está hecho con polipropileno y tiene un volumen de 1.4 litros. Este contenedor tiene una ventana con tapa para poder acceder a los tornillos de la mordaza inferior y facilitar colocar las muestras. En la parte baja del contenedor se encuentra un orificio para fijarlo a la base inferior y las mordazas inferiores. En la Figura 31 se muestran los resultados de la construcción del contenedor.



*Figura 31. Contenedor para pruebas hidratadas.*

#### 4.2.7. Caja base/contenedora.

La caja base/contenedora funciona como el soporte principal del instrumento; además tiene la función del albergar los componentes electromecánicos en su interior. En la parte frontal de esta pieza se coloca el tablero de control manual y en la parte trasera se localiza el interruptor de encendido del equipo y la conexión para la computadora.

La caja base está construida a partir de una pieza reciclada. Se le hicieron adecuaciones, en su mayoría perforaciones, de acuerdo con el diseño establecido. En la Figura 32 se muestra el resultado final de la pieza.



*Figura 32. Caja base/contenedora.*

#### 4.3. Diseño electrónico.

Se diseñó un circuito electrónico para el control del motor eléctrico, con un modo de operación manual y un modo de control por computadora. El circuito tiene una etapa digital la cual está comparando continuamente los sensores de protección en los límites de los rieles. En caso de que se active alguno de los sensores, el circuito tiene la capacidad de detener el motor y evitar que el carro móvil sobrepase los límites establecidos.

El circuito tiene un puerto de conexión tipo DB-25 para la tarjeta de adquisición de datos. Las señales digitales de entrada y salida son del tipo TTL. El circuito está alimentado por una fuente de poder con una potencia nominal de 650 Watts y salidas de voltaje a 5 V y a 12 V. Esta fuente de poder cuenta con sistema de enfriamiento y protección contra cortocircuitos. A su vez, se incluye una fuente de poder independiente de 24 V a 1.04 A para alimentar al acondicionar de señales y a su vez a la celda de carga. El encendido y apagado de ambas fuentes de poder está controlado por un interruptor en la parte posterior del equipo. El acondicionador de señales utilizado es del modelo FUTEK CSG 110. El acondicionador de señales ayuda a amplificar y filtrar la señal proveniente de la celda de carga, además sirve para realizar la calibración (FUTEK, 2012).

En la Figura 33, se puede observar una representación esquemática a bloques de las principales etapas electrónicas del instrumento. En la Figura 34 se muestra el diagrama electrónico del circuito principal.

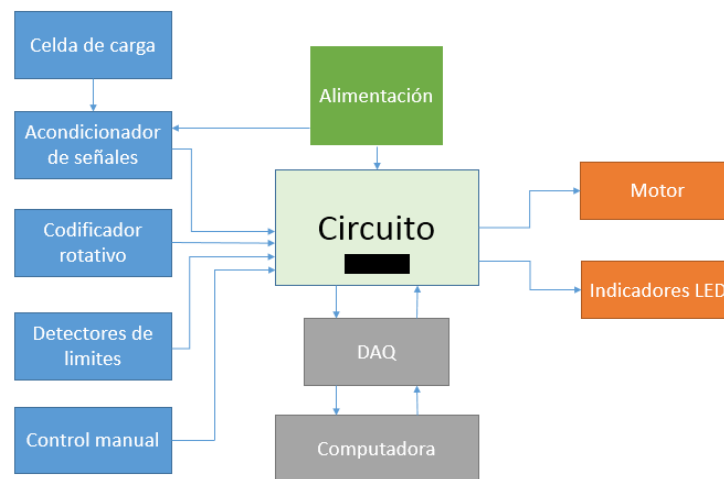


Figura 33. Etapas electrónicas del instrumento. La dirección de las flechas indica si las señales son entradas o salidas.

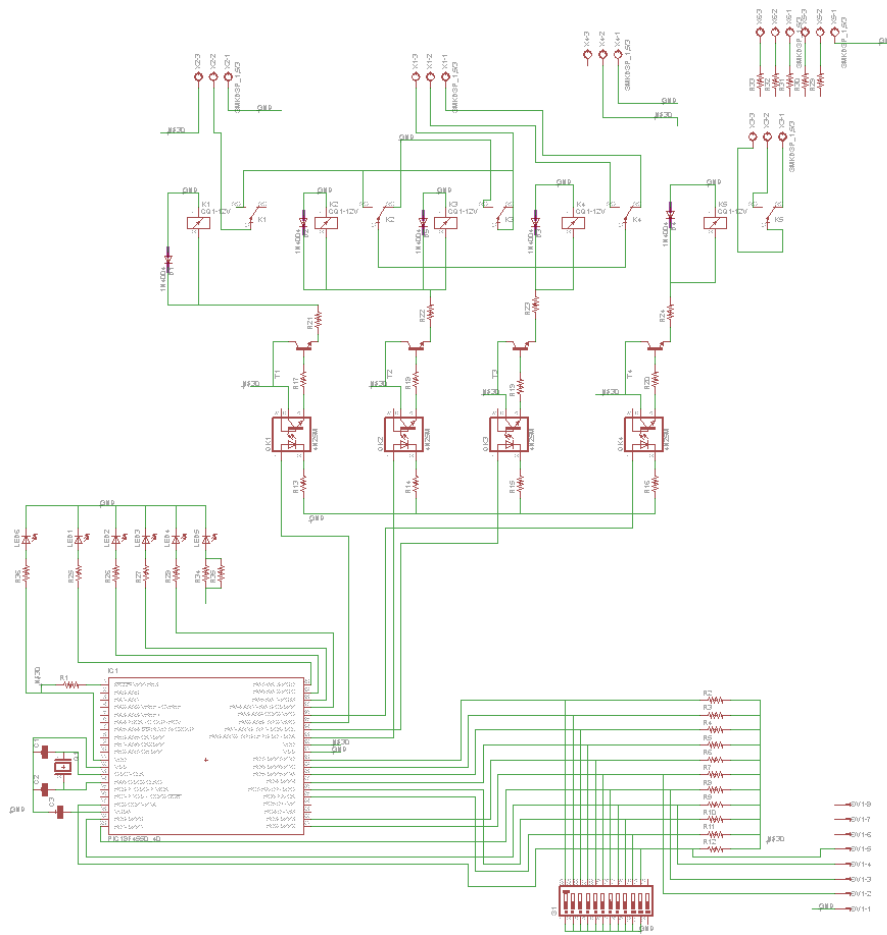


Figura 34. Diagrama del circuito electrónico principal.

Los componentes electrónicos utilizados para el circuito de la Figura 34 fueron:

- 18 resistencias de 330Ω.
- 4 resistencias de 1 KΩ.
- 5 diodos 1N4004.
- 4 LED rojos y 2 LED verdes.
- 5 relevadores de 5V.
- 4 opto acopladores 4n35.
- 4 transistores BJT NPN: 2n3904.

- 3 bloques de conectores de tres terminales.
- 10 conectores de pines individuales.
- 2 capacitores de 22pF.
- Oscilador de cristal a 4 MHz
- Microcontrolador PIC18F4450.

#### 4.3.1. Programa para el microcontrolador.

Para realizar las funciones de control, se implementó una etapa digital utilizando un microcontrolador PIC18F4450.

El microcontrolador PIC18F4450 pertenece a la familia de microcontroladores Microchip; es un microcontrolador de alto desempeño, con protocolos de conexión USB y de tecnología nanoWatt. El microcontrolador PIC18F4450 tiene 5 puertos para salidas o entradas de datos en un empaquetado de 40 pines.

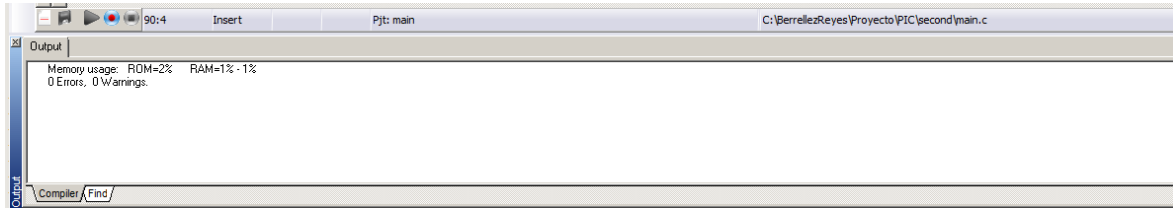
Se utilizó el microcontrolador PIC18F4450 debido a sus características de alto desempeño y el número de puertos que este tiene disponibles para ser utilizados como entradas o salidas de datos.

Para ejecutar las acciones necesarias por parte del microcontrolador, se escribió y compiló un programa basado en el diagrama de flujo de la Figura 13.

El código del programa está escrito en lenguaje C y fue compilado en el software PIC C Compiler. En la sección de Anexos se incluye el código completo (Anexos 1) el cual fue utilizado para compilar el programa que ejecuta el microcontrolador para el control de circuito del instrumento.



Después de la compilación y la creación del programa hexadecimal, la revisión entregó como resultados 0 errores y 0 advertencias (Figura 35), lo cual significa que el programa es correcto.



*Figura 35. Resultado de la revisión durante la compilación del programa hexadecimal del microcontrolador.*

Para comprobar el correcto funcionamiento del programa generado, se realizó una simulación en el software Proteus ISIS 7 Professional. Este software permite realizar simulaciones de circuitos electrónicos, además, tiene la herramienta para probar programas para microcontroladores. En la Figura 36, se muestra el esquema de la simulación realizada. Con el juego de interruptores DSW1 y DSW2 se simularon las entradas digitales provenientes del tablero de control y del control por computadora. Los indicadores LED simulaban la salida de la acción que se desea activar con el microcontrolador. La Tabla 2 muestra la relación de cada interruptor con la entrada correspondiente del microcontrolador, para el control manual y para el control por computadora.

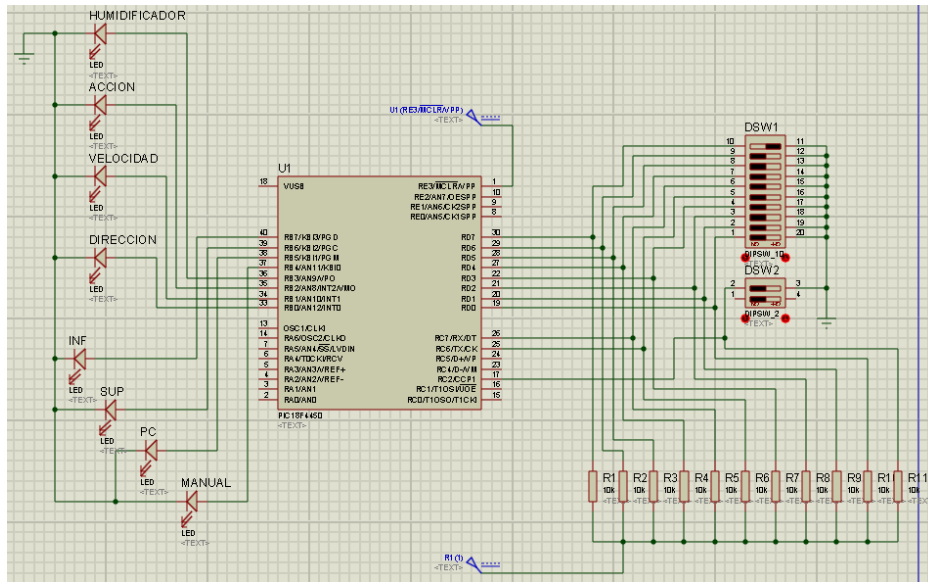


Figura 36. Esquema de simulación para la etapa digital, realizada con el programa hexadecimal cargado al microcontrolador PIC18F4450.

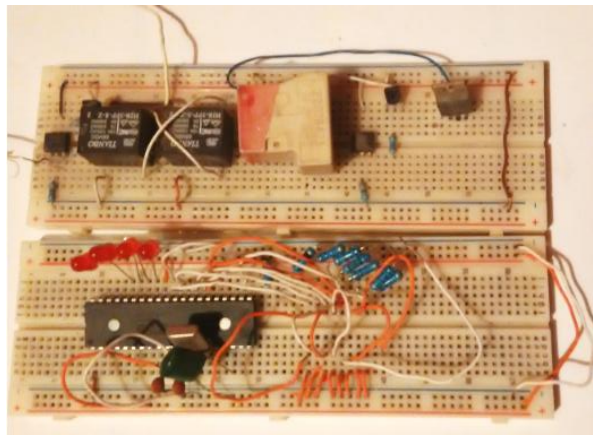
Tabla 2. Relación de las funciones del instrumento con los pines correspondientes en el microcontrolador.

Función	PIN
Humidificador PC	C3
Protección A	C6
Humidificador Manual	C7
Acción PC	D0
Velocidad PC	D1
Dirección PC	D2
Protección B	D3
Acción Manual	D4
Velocidad Manual	D5
Dirección Manual	D6
Selector PC/Manual	D7

#### 4.4. Construcción del circuito electrónico.

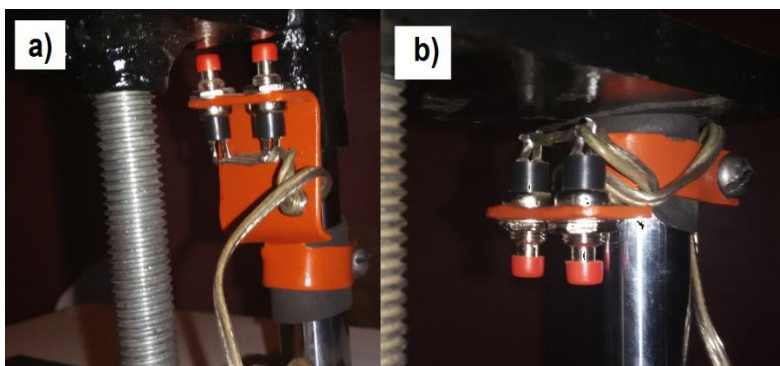
##### 4.4.1. Circuito de prueba.

Para probar el correcto funcionamiento del circuito, se realizaron pruebas de un circuito prototipo. Los componentes utilizados para la construcción del circuito electrónico fueron los mismos mencionados en el esquema de la Figura 34. El resultado del circuito electrónico montado en la tablilla de prototipos se muestra en la Figura 37.



*Figura 37. Circuito experimental para pruebas.*

Con el circuito prototipo implementado se pudo comprobar el correcto funcionamiento del circuito electrónico diseñado, tanto en su modo de control manual como en el modo de control por computadora. El sistema de seguridad para límites en el carro de desplazamiento también fue evaluado en estas pruebas (Figura 38).



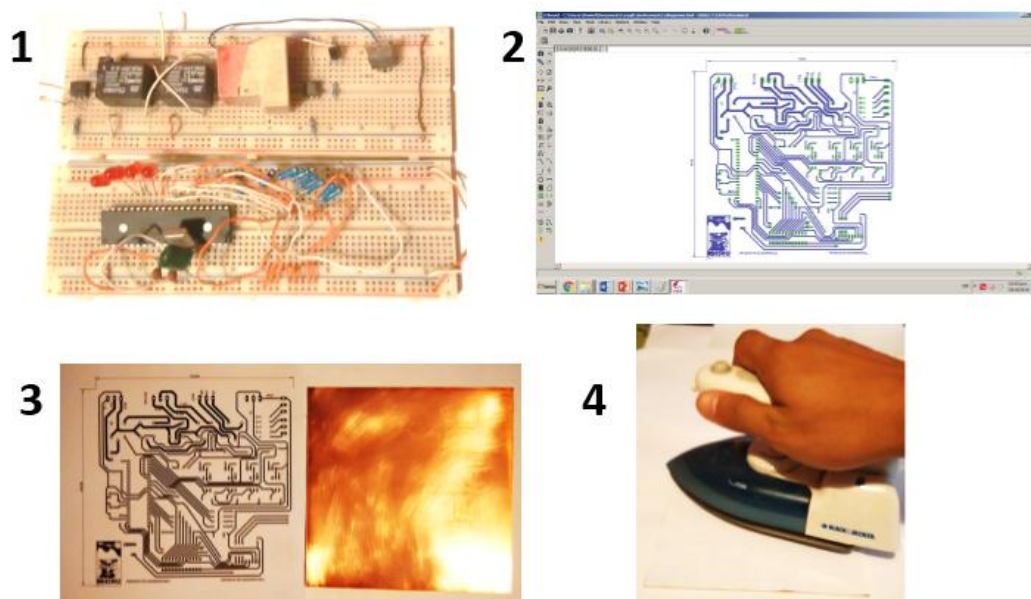
*Figura 38. Sistema para protección de límites. a) Protección para límite inferior y b) Protección para límite superior.*

Una vez comprobado el funcionamiento del circuito electrónico el siguiente paso fue la construcción del circuito soldado a una placa de circuito impreso.

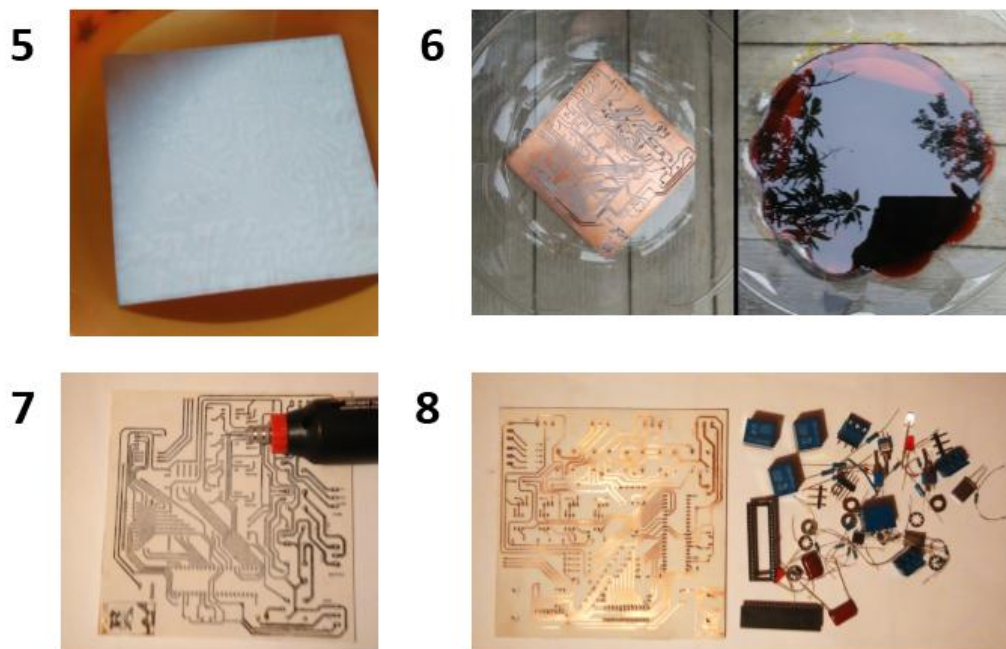
#### 4.4.2. Construcción del circuito electrónico.

Siguiendo la metodología de la sección 3.2.2 se construyó la tablilla del circuito impreso. Los resultados del diseño de las pistas para el circuito impreso se muestran en la Figura 39. Los resultados de los pasos de la metodología descritos en la sección 3.2.2.1 para la fabricación del circuito impreso se muestran en la Figura 42, Figura 41 y Figura 41. Pasos de la construcción del circuito electrónico: 5) Aplicación de agua para retirar el papel, 6) Ataque químico, 7) Perforación de la placa y 8) Colocación de los componentes electrónicos. y Figura 42. En la Figura 43 se muestra el resultado del circuito terminado con sus secciones principales.





*Figura 40. Pasos de la construcción del circuito electrónico: 1) Circuito de prueba, 2) Diseño de pistas para el circuito impreso, 3) Impresión de las pistas del circuito y placa de cobre y 4) Transferencia de las pistas a la placa de cobre aplicando calor.*



*Figura 41. Pasos de la construcción del circuito electrónico: 5) Aplicación de agua para retirar el papel, 6) Ataque químico, 7) Perforación de la placa y 8) Colocación de los componentes electrónicos.*

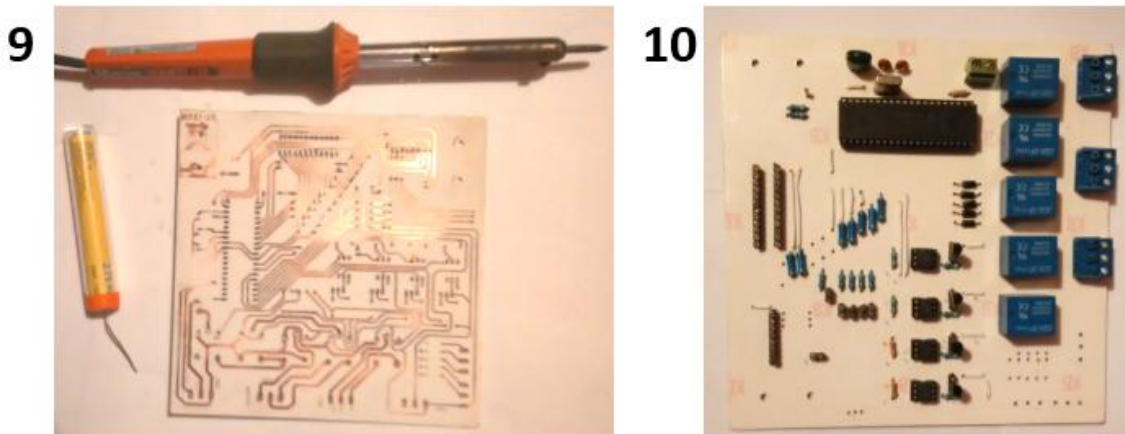


Figura 42. Pasos de la construcción del circuito electrónico: 9) Soldadura de los componentes y 10) Circuito electrónico terminado.

Finalmente, el circuito electrónico construido se muestra en la Figura 43 en donde se pueden apreciar sus principales etapas: etapa digital, protección y etapa de potencia.

Etapa digital.

Microcontrolador:  
PIC18F4450

Protección.

Optoacopladores y  
transistores.

Etapa de potencia.

Relevadores.

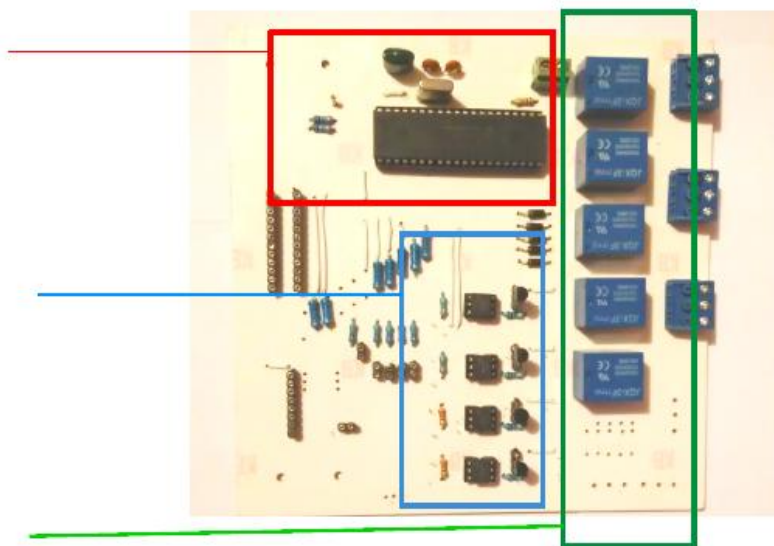


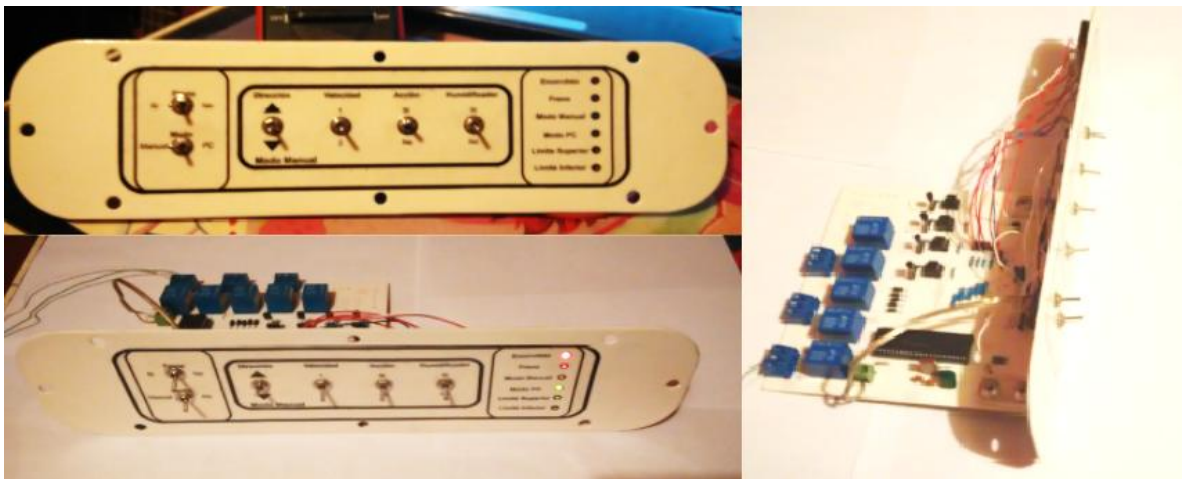
Figura 43. Circuito final con sus etapas principales.

#### 4.4.3. Tablero de control.

Una parte fundamental del instrumento es el tablero de control manual. Con este tablero se pueden controlar las funciones del equipo de manera manual utilizando interruptores. Además, en el tablero de control se encuentran indicadores LED que corresponden al estado actual del equipo.

El circuito construido mostrado en la Figura 43 fue montado directamente en el tablero de control manual. Esto facilita la instalación del circuito en el instrumento y permite removerlo para su inspección cuando sea necesario.

En la Figura 44 se muestra el resultado de la construcción del tablero de control con el circuito electrónico ya instalado.



*Figura 44. Tablero de control manual.*

El tablero tiene la capacidad de indicar el estado en el que se encuentra el instrumento. De hecho, los estados que se pueden visualizar son:

1. Encendido
2. Freno
3. Modo manual



4. Modo PC
5. Limite Superior
6. Límite inferior

Cada estado se ilumina con una luz LED indicando que dicho estado está activado. Esto facilita al operador conocer que es lo que sucede con el estado del instrumento durante una prueba y tomar las medidas que sean necesarias.

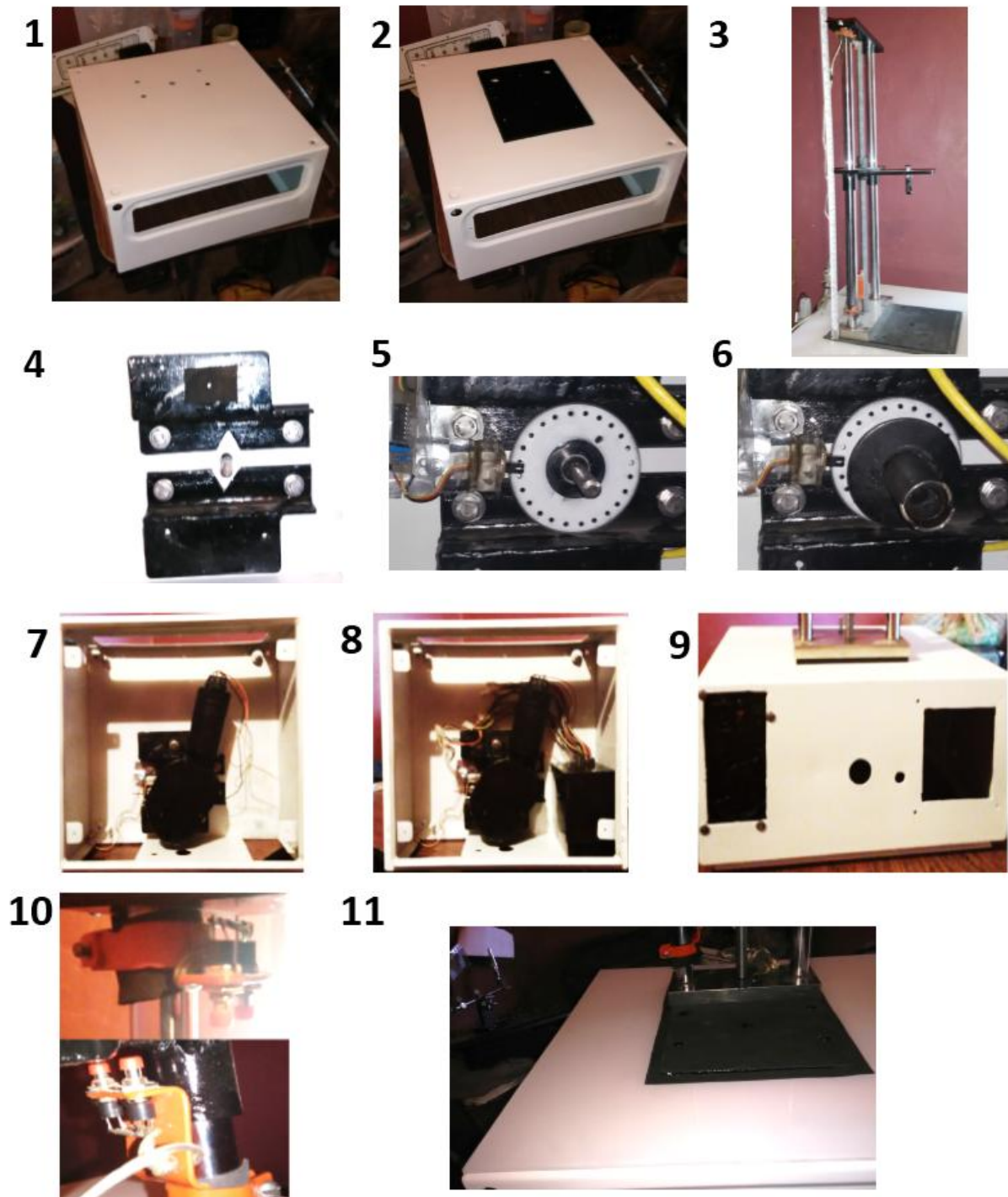
#### 4.5 Ensamble estructural.

Con las piezas estructurales listas, se ensambló el instrumento. Las partes móviles fueron lubricadas adecuadamente durante el proceso de instalación y ensamble.

En la Figura 45 se muestran los pasos que se siguieron para el ensamble de las diferentes partes. A continuación se enumeran cada uno de los elementos y pasos.

1. Caja metálica lista para ser utilizada como soporte principal y contenedora de las partes electromecánicas.
2. Se colocó la placa inferior.
3. Se instaló el conjunto de riel, carro móvil, tornillo sin fin y placa inferior sobre los orificios de la placa interior. Este conjunto se fijó utilizando tornillos de acero inoxidable de rosca estándar de ½ pulgadas.
4. La base para el motor se instaló dentro de la caja metálica utilizando los mismos tornillos que utilizaron en el paso 3.
5. Se colocó el codificador rotatorio en el extremo inferior del tornillo sin fin. Además se instaló el detector infrarrojo alineado al codificador rotatorio.

6. Se instaló el rotor del motor en el extremo inferior del tornillo sin fin.
7. Se montó el motor sobre el rotor instalado en el paso 6. El motor se fijó a la base del motor utilizando 3 tornillos de 3/8 de pulgada con amortiguadores de vibración.
8. Se instaló la fuente de poder utilizada para alimentar al motor y al circuito electrónico del instrumento.
9. El interruptor de la fuente quedó instalado en la parte trasera de la caja metálica.
10. Se colocaron los sensores para los límites superior e inferior.
11. Se colocaron protecciones plásticas sobre la placa inferior visible y un recubrimiento acrílico sobre el área visible de la cara superior de la caja metálica; esto con la finalidad de facilitar la limpieza en caso de derrames accidentales.



*Figura 45. Pasos del ensamble estructural del equipo: 1) Base/contenedora, 2) placa inferior, 3) conjunto de riel, carro móvil, tornillo sin fin y placa inferior, 4) base para el motor, 5) codificador rotatorio, 6) rotor del motor, 7) motor, 8) fuente de poder, 9) parte trasera del instrumento, 10) sensores de límites y 11) recubrimientos plásticos y de acrílico.*

#### 4.6. Instalación de los sensores.

Los sensores son una de las principales secciones del instrumento ya que se encargan de medir las magnitudes físicas deseadas y generar una señal en corriente o voltaje proporcional a dichas magnitudes; de esta forma tales magnitudes pueden ser leídas por instrumentos electrónicos para su posterior análisis.

En este proyecto se utilizaron los sensores de fuerza y de desplazamiento mencionados en la sección 3.4. A continuación se describe el proceso de instalación de dichos sensores en el instrumento fabricado en este proyecto.

##### 4.6.1. Instalación de la celda de carga.

Para instalar la celda de carga utilizada (especificaciones en sección 3.4.1) se utilizó un tornillo tipo Allen de  $\frac{1}{4}$  de pulgada y rosca estándar en el orificio del carro móvil. Se utilizó una tuerca adaptadora con roscas correspondientes al tornillo en el carro de desplazamiento y a la rosca de la celda de carga (Figura 46).



*Figura 46. Celda de carga instalada en el carro móvil.*

Para la excitación de la celda y el acondicionamiento de sus señales, se utilizó un acondicionador de señales FUTEK CSG110. Dicho acondicionador se instaló en la parte trasera del instrumento utilizando un riel tipo DIN de 35 mm (Figura 47). El acondicionador cuenta con dos conectores tipo DB9. En el conector superior (hembra) se conecta la celda de carga; en el conector inferior (macho) se conecta un cable que ingresa hacia la circuitería del instrumento y a su vez al puerto de conexión para la tarjeta de adquisición de datos.

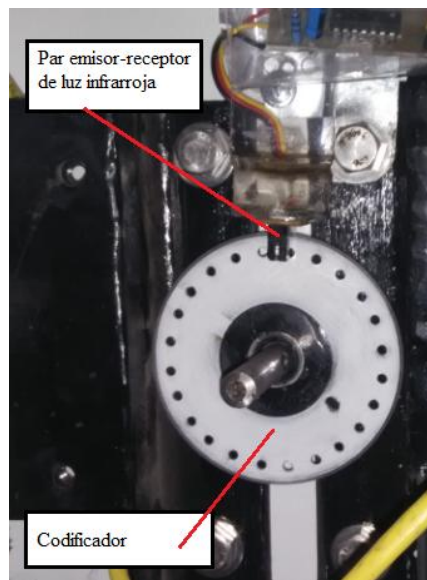


*Figura 47. Acondicionador de señales instalado en el instrumento.*

#### 4.6.2. Instalación del sensor de desplazamiento.

Como ya se explicó en la sección 3.4.2, para medir el desplazamiento se utilizó como sensor un codificador rotatorio, el cual consiste en un disco codificado y un par emisor-receptor de luz infrarroja.

El codificador rotatorio se instaló directamente sobre el tornillo sin fin, entre la base del motor y el propio motor. El disco codificador tiene una base cilíndrica que se insertó en el tornillo sin fin; además esta base tiene un tornillo que se ajusta para evitar que el disco codificador se desplace de su posición. El par emisor-receptor de luz infrarroja se instaló en un soporte de acrílico de tal forma que quedó alineado al disco codificador (Figura 48).

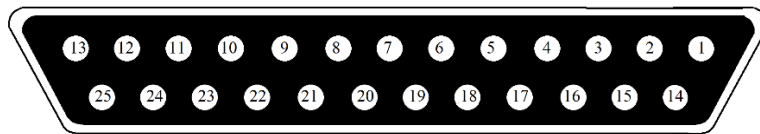


*Figura 48. Codificador rotatorio instalado en el instrumento.*

La señal que produce la interrupción del haz de luz infrarroja a causa del codificador rotatorio es una señal de voltaje digital. Esta señal es enviada directamente a la tarjeta de adquisición de datos a través de un conector en la parte trasera del instrumento del cual se hablará en la sección 4.7.

#### 4.7. Control y adquisición de datos por computadora.

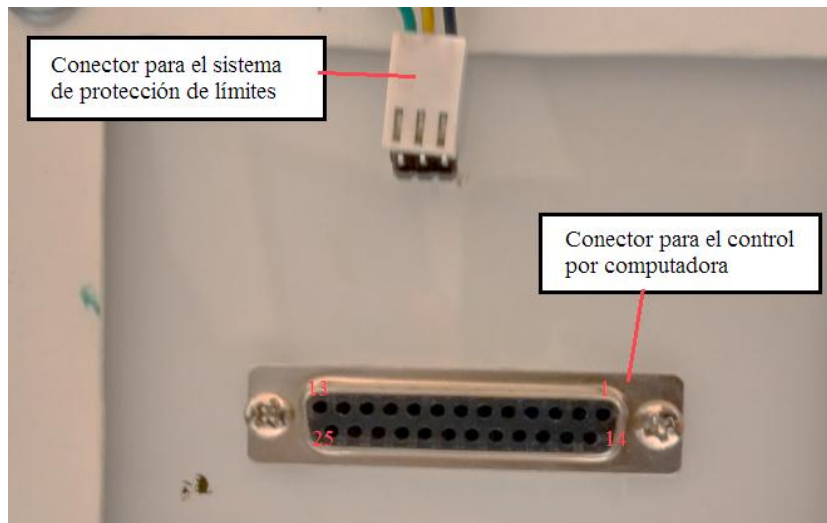
Para realizar la comunicación entre el instrumento y una computadora, se creó un puerto de conexión tipo DB25. Este puerto permite una conexión rápida del instrumento con las tarjetas de adquisición de datos. En la Figura 49 se muestra la relación de los pines en el puerto DB25. En la Figura 50 se muestra el resultado de la instalación del puerto en la parte trasera del instrumento.



PIN	Función	PIN	Función
1	Tierra (GND)	9	Protección A
3	Dirección	15	Señal del codificador rotatorio
4	Velocidad	22	Señal celda de carga (Voltaje+)
5	Acción	23	Señal celda de carga (Voltaje -)
7	Tierra (GND)	24	Señal celda de carga (Corriente +)
8	Protección B	25	Señal celda de carga (Corriente -)

*Figura 49. Relación de los pines en el puerto de conexión (hembra) con la función en el circuito del instrumento.*

Para hacer la conexión de este conector con las tarjetas de adquisición de datos, se fabricó un cable con un conector tipo DB-25 macho respetando la relación de pines mencionados (Figura 51).



*Figura 50. Conector tipo DB-25 hembra utilizado para el control por computadora instalado en la parte trasera del instrumento. En la fotografía también se puede observar el conector que se utiliza en el sistema de protección para límites.*



*Figura 51. Conector tipo DB-25 macho utilizado para conectar al instrumento con las tarjetas de adquisición de datos.*



Se utilizó la tarjeta de adquisición de datos de la familia de National Instruments USB-6501 la cual cuenta con 24 canales digitales que pueden ser utilizados como entradas o salidas de datos. Con esta tarjeta también se hizo la lectura de la señal digital proveniente del codificador rotatorio utilizando el puerto P2.7 como contador (Figura 52).

La adquisición de datos de la señal analógica provenientes de la celda de carga se realizó con la tarjeta PCI-6238. La señal de corriente se conectó en modo diferencial con el pin 1 de la tarjeta; el regreso de la señal se conectó al pin 20 y se hizo un puente con el pin 3 correspondiente a tierra (GND). Se colocó un capacitor de 100  $\mu$ F entre la señal de entrada y la tierra para reducir el ruido en la lectura de la señal (Figura 53).

La razón por la cual se decidió utilizar dos tarjetas de adquisición de datos simultáneamente fue que la tarjeta de adquisición de datos PCI con la que se contaba en el momento de realizar las pruebas, tenía problemas con los puertos digitales. Por ello se completó el sistema de adquisición de datos y control utilizando la tarjeta USB, la cual solo cuenta con puertos digitales.

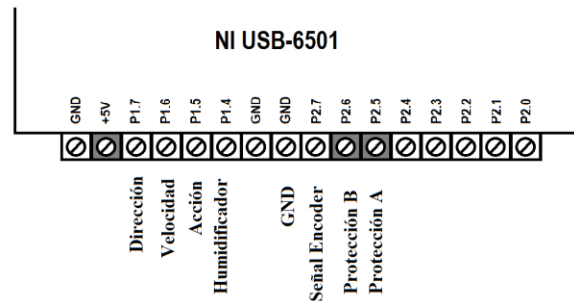


Figura 52. Conexión con la tarjeta NI USB-6501 para el control de las diferentes funciones del instrumento y la adquisición de la señal del codificador rotatorio.

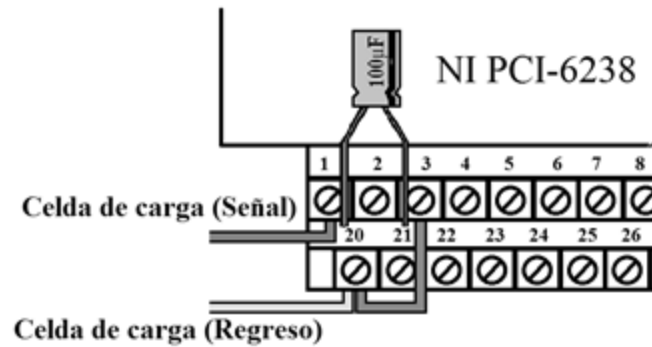


Figura 53. Conexión de la tarjeta NI PCI-6238 para la adquisición de la señal analógica de corriente de la celda de carga en modo diferencial.

#### 4.7.1. Software de control y adquisición de datos.

Para el control y la adquisición de datos por medio de una computadora se realizó un software interactivo utilizando LabVIEW de National Instruments.

Debido a que las tarjetas de adquisición de datos utilizadas son de la familia National Instruments, se facilitó la comunicación de estas con LabVIEW utilizando los asistentes para DAQ (*DAQ Assistans*) establecidos en las librerías de LabVIEW para señales de entradas y salidas digitales y analógicas.

El software diseñado cuenta con dos secciones principales: el panel frontal y el diagrama a bloques.

Desde el panel frontal se realizan las funciones de control del instrumento, la adquisición de datos y la exportación de datos. En esta sección también se puede monitorear la señal de la celda de carga en tiempo real (Figura 54).

En el diagrama a bloques se hacen las modificaciones al software, en referencia a las funciones mencionadas en las secciones anteriores. Para realizar estas modificaciones se necesitan conocimientos sobre el ambiente de programación en LabVIEW (Figura 55).

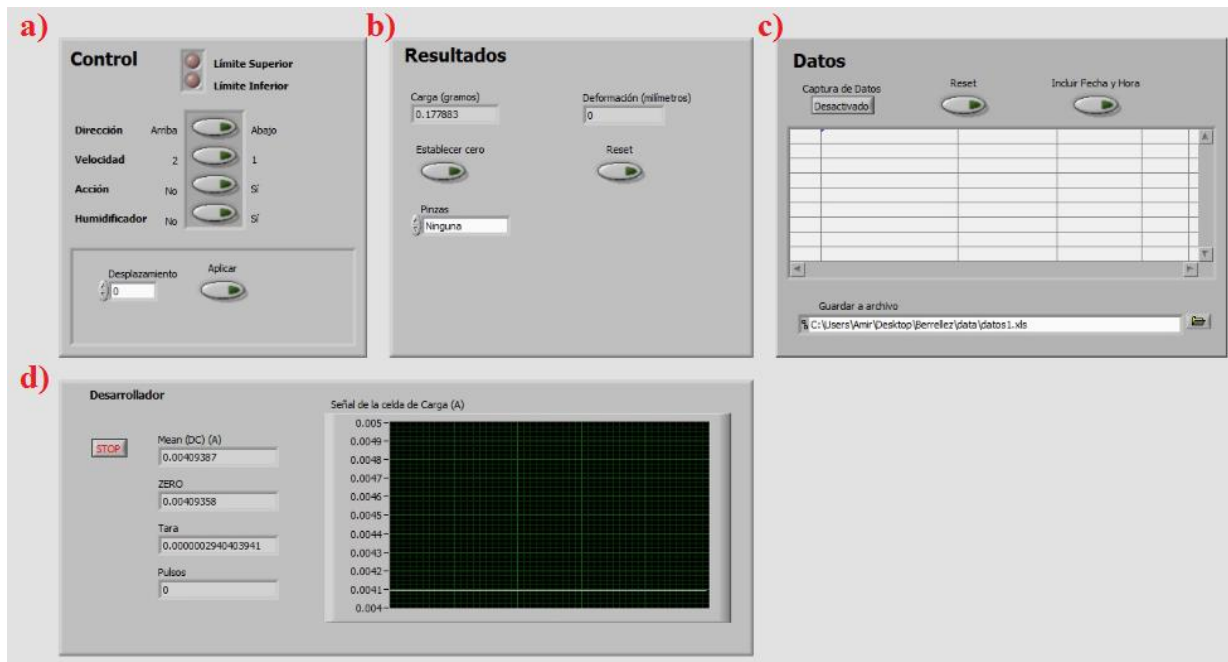
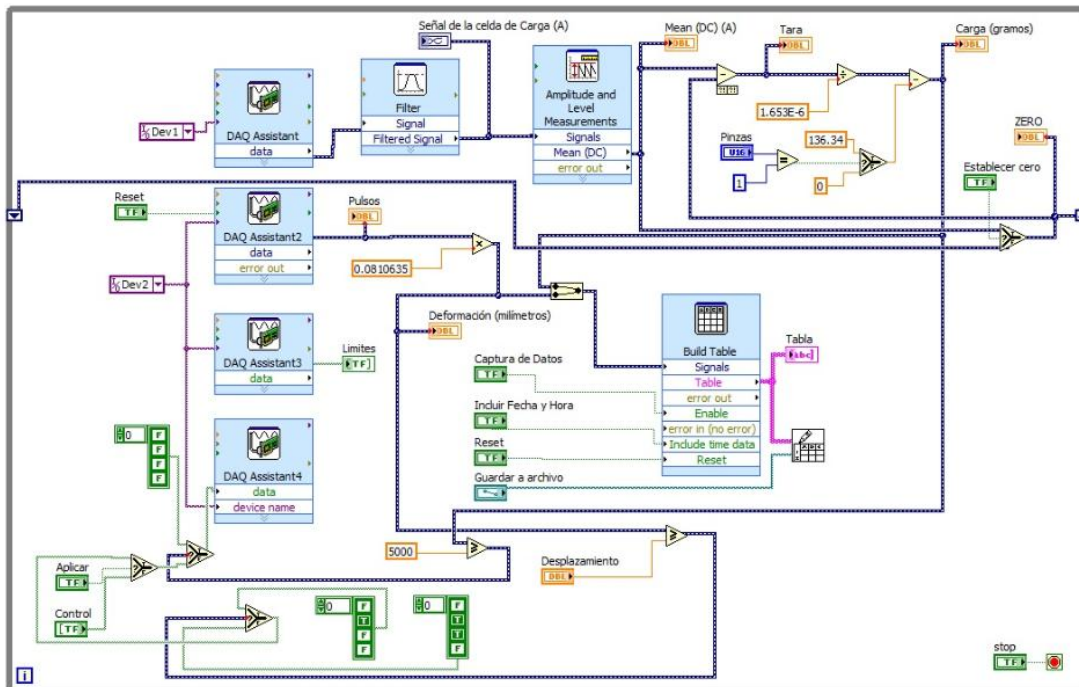


Figura 54. Panel frontal del software. a) Control de las funciones del instrumento así como de los indicadores de límite superior e inferior, b) resultados de las mediciones en tiempo real, c) captura y exportación de datos y d) monitoreo de las señales de la celda de carga útiles para el desarrollo del software.



*Figura 55. Diagrama a bloques del software de control y adquisición de datos del instrumento.*

#### *4.7.1.1. Control.*

Para el control del instrumento por medio de una computadora se utilizó la tarjeta DAQ USB-6501 debido a su número de canales digitales que pueden ser utilizados como entradas o salidas de datos.

El circuito electrónico desarrollado en el instrumento está diseñado para operar en su modo de control por computadora bajo señales TTL, es decir, señales digitales en las cuales un 1 binario está representado por señal alta de 5V y el 0 binario está representado por una señal baja de 0 V.

Para habilitar las señales digitales de salida de la tarjeta de adquisición se utilizó un asistente DAQ y un arreglo booleano de 4 bits correspondientes al control de dirección, velocidad, acción y humidificación (Figura 56a).

El control también se puede hacer por pasos, es decir, establecer un desplazamiento específico en múltiplos de milímetros. Para ello se habilitó un selector, el cual se puede observar en la Figura 56b.

Se agregó una pequeña etapa que sirve para detener al instrumento en caso de que la carga leída sea superior a 5000 gramos y proteger a la celda de carga a causa de esfuerzos excesivos. Este valor puede ser modificado si se requiere (Figura 56c).

Finalmente, se optó por agregar una etapa de corrección para el desplazamiento. Este valor de corrección (0.297) se obtuvo experimentalmente y permite que el valor establecido en el control por pasos corresponda al valor leído por el instrumento (Figura 56d).

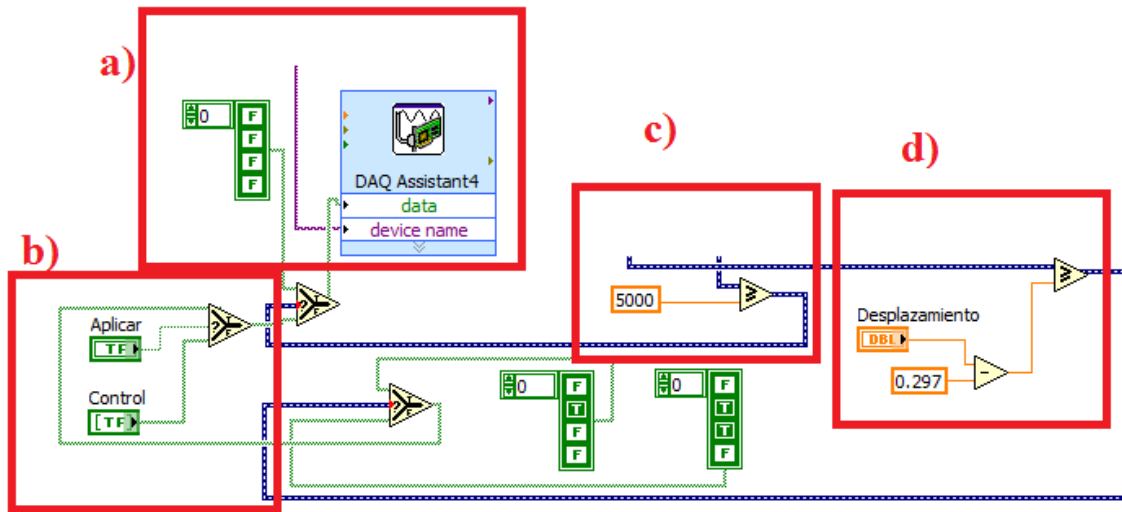


Figura 56. Diagrama a bloques para la sección de control: a) Adquisición y filtrado, b) Selector, c) Protección contra carga excesivas y d) Corrección de desplazamiento.

Además del control, se habilitaron dos puertos (pin 2.6 y pin 2.5) como entradas digitales para obtener la señales de los sensores de los límites superior e inferior y de esta forma generar una señal visual en el panel frontal del programa en el caso de que alguno de estos límites se llegara a alcanzar durante una prueba (Figura 57).

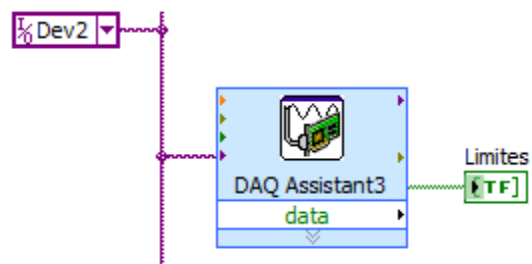


Figura 57. Lectura del estado para los límites superior e inferior.

#### 4.7.2. Adquisición de la señal de la celda de carga.

La adquisición de la señal de corriente proveniente de la celda de carga se capturó utilizando la entrada analógica P0 de la tarjeta PCI-6238 en configuración modo diferencial con un muestreo continuo a un 1 KHz. Para ello se configuró un asistente DAQ para captura de señal analógica de corriente.

Originalmente, la señal analógica presentaba ruido con picos de corriente (Figura 58a). Este ruido producía disturbios en las lecturas de la carga. Al aplicar un filtro físico directamente en el conector de la DAQ (Figura 53), el cual consta de un capacitor conectado a tierra, el ruido de la señal analógica capturada disminuyó considerablemente (Figura 58b). Para mejorar aún más la señal analógica capturada, esta señal se filtró digitalmente utilizando un filtro pasa-bajas Butterworth de orden 20 con una frecuencia de corte de 10 Hz. De esta forma se obtuvo una lectura de la señal analógica claramente estable y de bajo ruido (Figura 58 c).

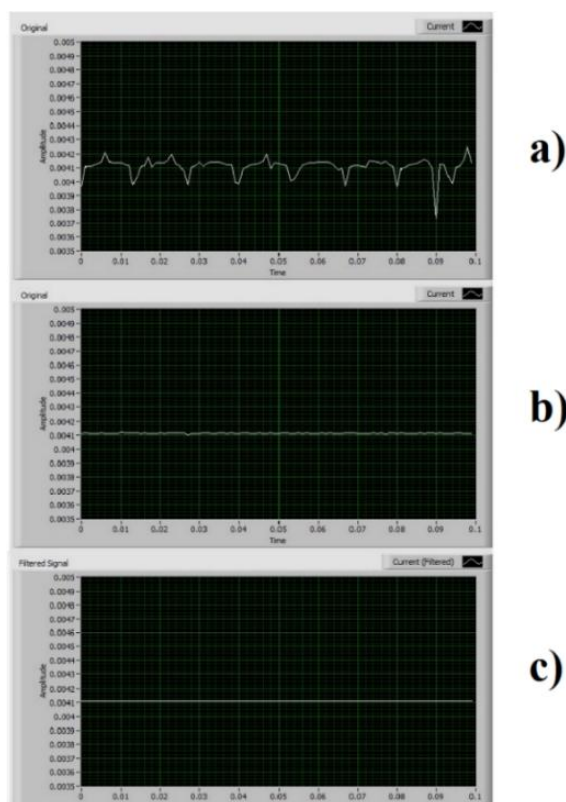


Figura 58. Etapas de filtrado de la señal analógica de corriente. a) Señal original, b) señal después del filtro físico y c) señal después del filtrado digital.

Una vez que dicha señal es adquirida y filtrada, es necesario convertirla a unidades de masa, en este caso a gramos (Figura 59).

Para encontrar el factor de escalamiento que sirve para la convertir la señal de corriente a unidades de gramos, se graficaron los valores de la señal de corriente de la celda de carga contra el valor conocido de masas patrones, obteniéndose así una relación lineal. El valor de la pendiente de esta relación lineal es igual al factor de escalamiento. El proceso para generar la relación lineal de la señal de la celda de carga será retomado en la sección 4.8.1. Se agregó una función para establecer el cero en el valor de carga leído. Esta función ayuda a descartar el valor de la masa de las mordazas o soportes utilizados al momento de realizar las mediciones.

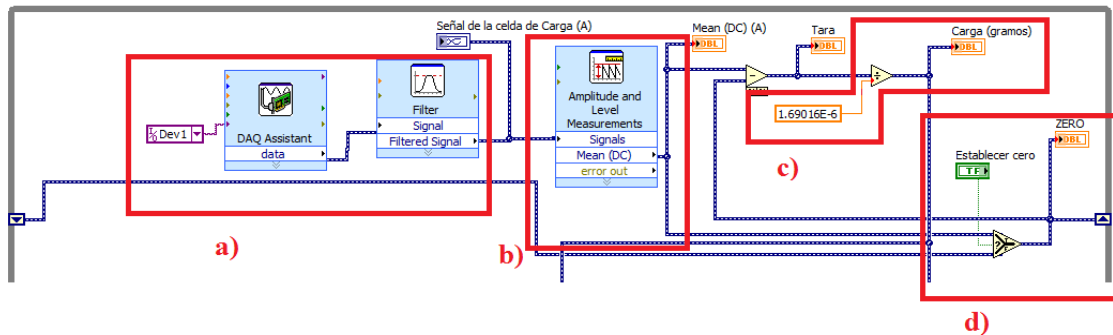


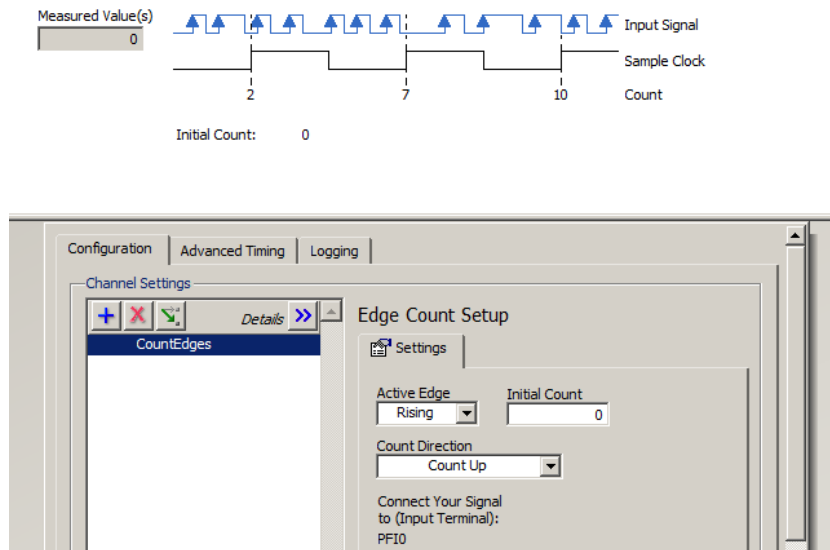
Figura 59. Adquisición de la señal de la celda de carga y conversión a unidades de masa. a) Adquisición y filtrado de la señal analógica, b) conversión a valores DC, c) factor de escalamiento y conversión a unidades de masa y d) función para establecer a cero la medición.

#### 4.7.1.3. Adquisición de la señal del codificador rotatorio.

El codificador rotatorio permite ubicar el desplazamiento (nivel) del carro móvil. Para capturar la señal digital producida por el codificador rotatorio, se utilizó la tarjeta DAQ USB-6501 habilitando el pin P2.7 como contador de pulsos digitales.

El contador digital se configuró para detectar los cambios de nivel producidos por la señal digital por medio el asistente DAQ para contadores digitales (Figura 60). Con el contador

digital se cuentan los cambios de elevación (Rising) o los cambios de caída (Falling). Los cambios en la señal de entrada capturada son comparados con una señal de reloj interna de la tarjeta de adquisición. Cada cambio detectado por el contador es equivalente a una ranura del codificador rotatorio.



*Figura 60. Configuración del contador digital.*

Se hicieron pruebas para encontrar la relación del conteo de los cambios en la señal digital con el desplazamiento de carro móvil:

1. Se colocó una cinta métrica paralela al desplazamiento del carro móvil (Figura 61).
2. Se contaron los pulsos producidos por el codificador rotatorio cuando el carro móvil se desplaza 100 mm.
3. Se repitió 15 veces el paso número 2 y se calculó el promedio de los valores obtenidos (Tabla 3).



4. Con el promedio de los valores obtenidos el paso número 4, se calculó la relación de cambios en la señal por milímetro de desplazamiento del carro móvil.
5. La relación obtenida en el paso 4 se agregó al esquemático del programa para obtener el valor del desplazamiento del carro móvil en milímetros directamente en pantalla (Figura 62).

*Tabla 3. Valores obtenidos en el experimento de relación pulsos-desplazamiento.*

Prueba	Número de pulsos
1	1232
2	1233
3	1232
4	1234
5	1232
6	1233
7	1233
8	1235
9	1235
10	1235
11	1235
12	1234
13	1233
14	1234
15	1234
Promedio	1233.6

Se obtuvo un promedio de 1233.6 pulsos cuando el carro se desplaza 100 mm y con ello se calculó que por cada pulso leído hay un desplazamiento de 0.081063 mm en el carro móvil. Con este valor se obtuvo el factor de escalamiento para convertir el número de pulsos a desplazamiento en milímetros.

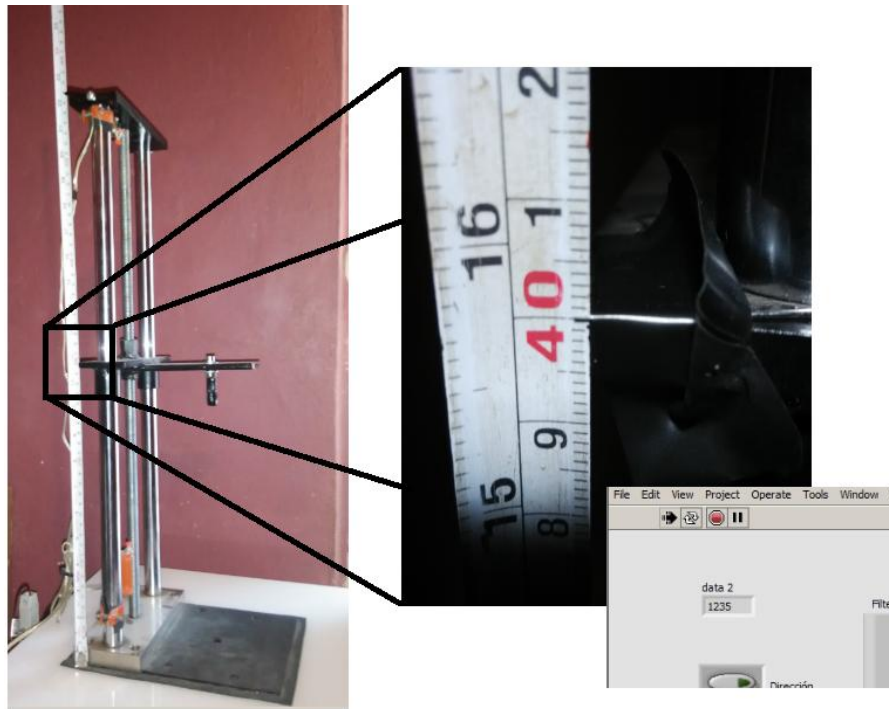


Figura 61. Experimento para obtener la relación entre el número de pulsos del codificador rotatorio con el desplazamiento del carro móvil.

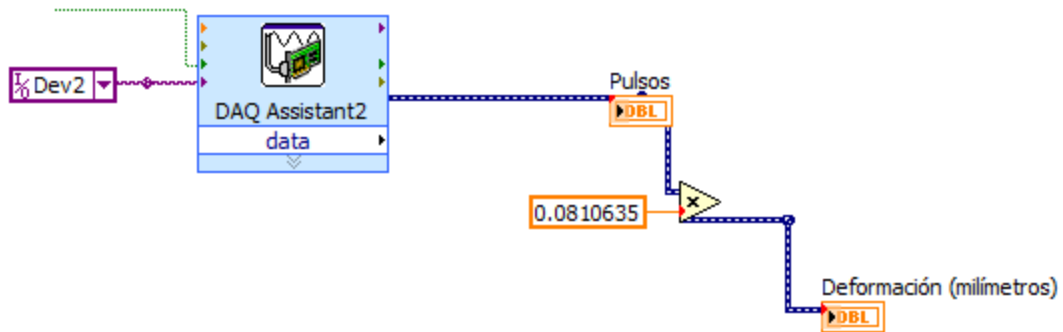


Figura 62. Esquema de la captura de los pulsos digitales y conversión a milímetros.

#### 4.7.1.4. Exportación de datos.

Para asegurar que los resultados obtenidos en las mediciones sean guardados adecuadamente, se agregó una etapa de tabulación y exportación de datos.

Los datos se tabulan en dos columnas correspondientes a la carga y a la deformación (en gramos y milímetros). Además, el software tiene la opción de agregar la fecha y la hora en el que se guardaron los datos. Los datos guardados se exportan a un archivo con extensión “.xls” el cual puede ser fácilmente importado por software comercial como por ejemplo Origin o Microsoft Excel (Figura 63).

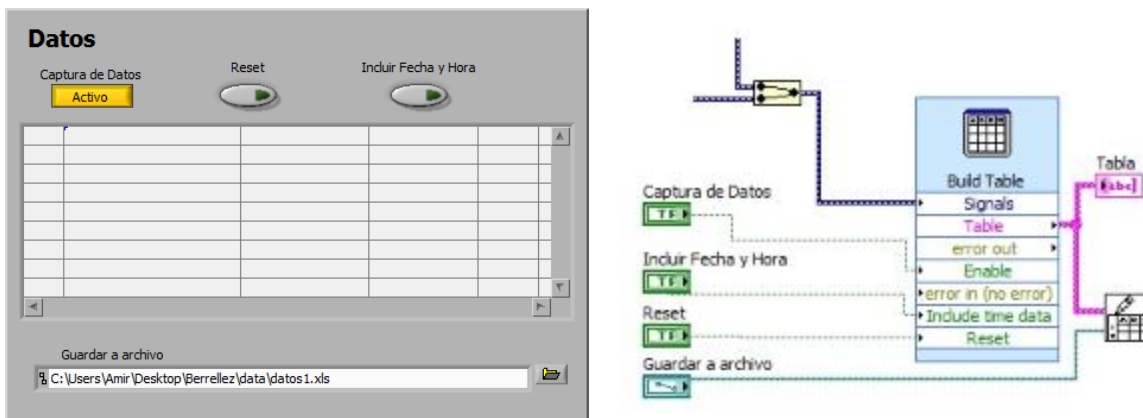


Figura 63. Captura y exportación de datos. A la izquierda se observa el panel frontal; a la derecha el diagrama a bloques.

#### 4.8. Validación de funcionalidad.

Para validar el correcto funcionamiento del instrumento construido se realizaron las siguientes pruebas:

1. Comprobación de la linealidad de la celda de carga utilizando masas patrones.
2. Comprobación del valor medido del desplazamiento.
3. Medición de un material de material de características conocidas.
4. Pruebas con un tejido biológico bajo condiciones hidratadas.

##### 4.8.1. Comprobación de la linealidad de la celda de carga.

Para comprobar la linealidad de la celda de carga se obtuvo la curva de calibración, es decir, una comparación entre la señal de salida de la celda de carga y el valor de masas patrones estandarizados. Para este experimento se contó con ayuda del Laboratorio de Metrología de la Universidad de Sonora.

Se generaron dos curvas de calibración: una gráfica para cargas bajas con puntos en 10, 20, 50 y 100.37 g (Figura 64); y una gráfica para las cargas altas con puntos en 100.37, 500, 1000, 2000 y 5000 g (Figura 65). Los datos de la señal de corriente se obtuvieron del software de adquisición de datos diseñado.

Para este experimento, se suspendieron las cargas en la celda de carga utilizando un sujetador adaptado como muestra en la Figura 66. La masa del sistema de sujetador adaptado fue caracterizada utilizando una balanza analítica marca Precisa, modelo XR 205SM-DR.

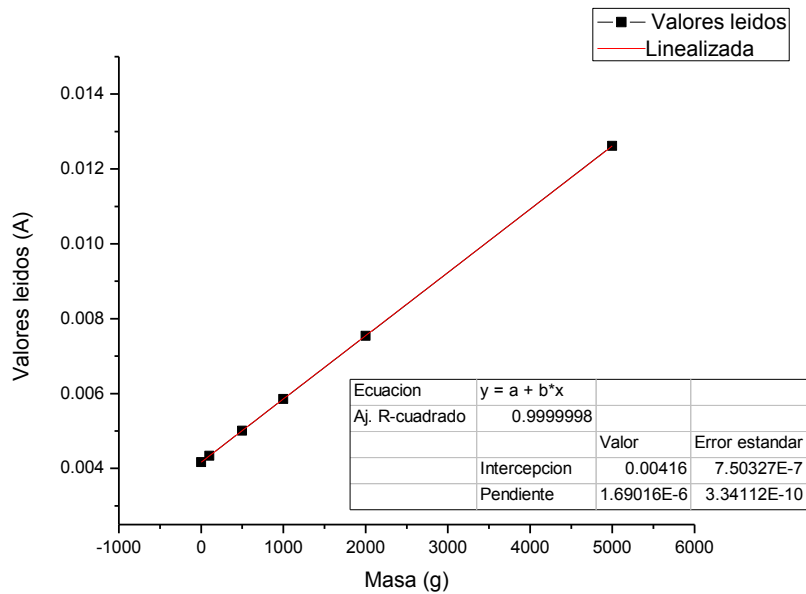


Figura 64. Relación de la señal de lectura de la celda de carga contra cargas estandarizadas (10, 20, 50 y 100.37 g).

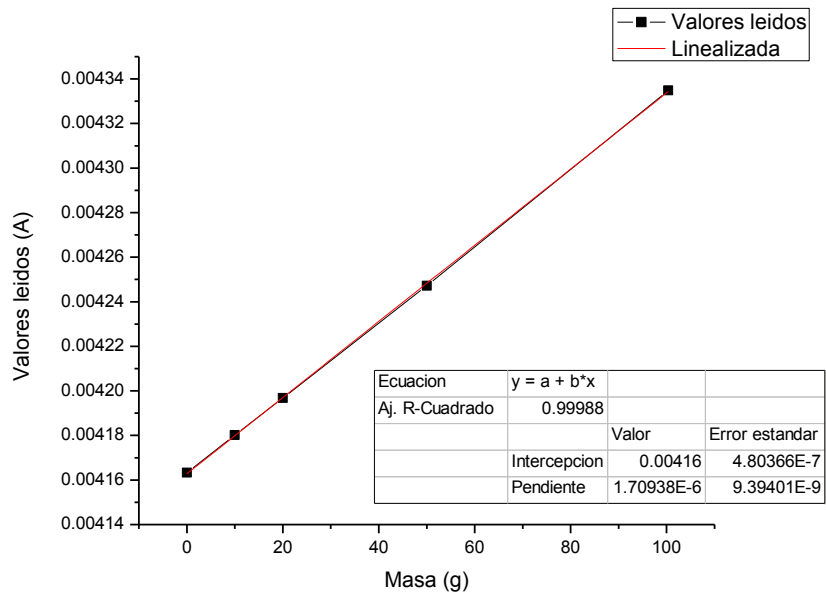


Figura 65. Relación de la señal de lectura de la celda de carga contra cargas estandarizadas (100.37, 500, 1000, 2000 y 5000 g).

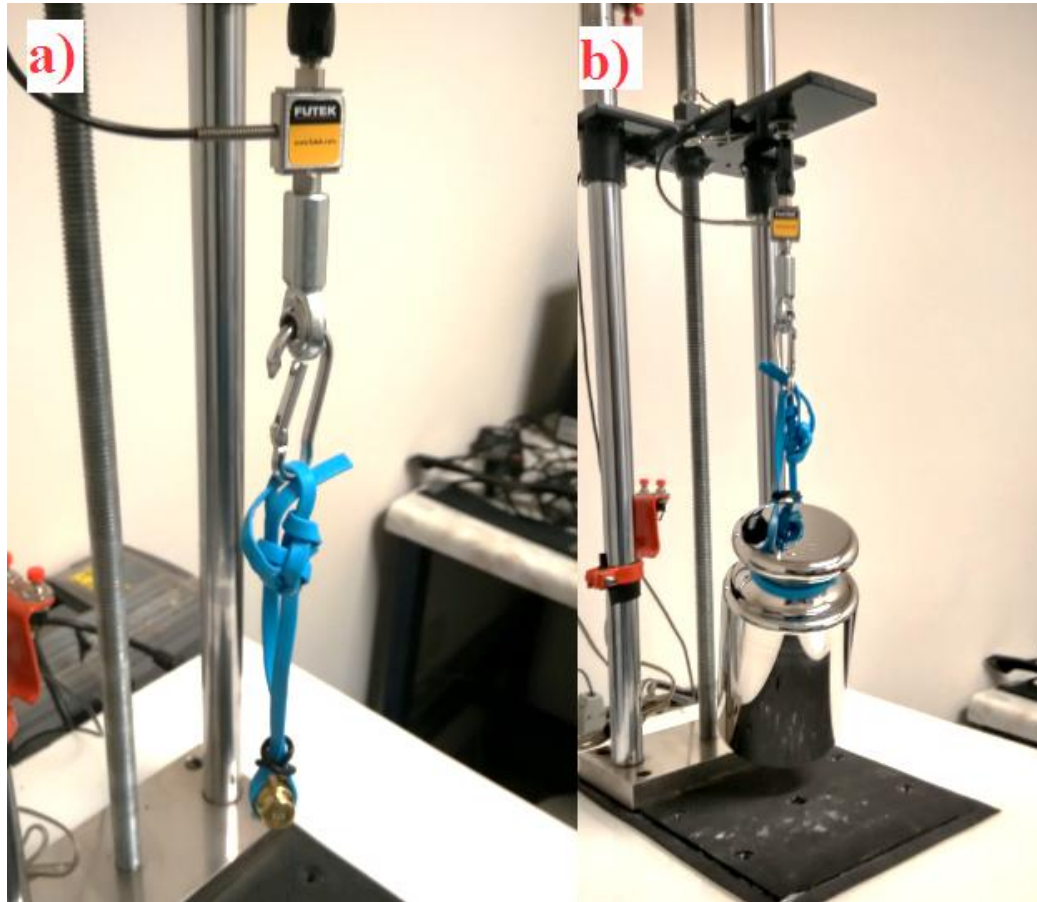


Figura 66. Aplicación de diferentes cargas estandarizadas a la celda de carga. a) 10 g y b) 5000 g.

#### 4.8.2. Comprobación del valor medido del desplazamiento.

Para garantizar que el desplazamiento de control que ejecuta el instrumento sea correcto, se realizaron pruebas comparativas entre el valor leído por el instrumento y valores medidos por un calibrador vernier. El experimento para obtener las mediciones se realizó como se muestran en la Figura 67.

Se realizaron 3 experimentos; desplazamientos con pasos de 1 mm, desplazamientos con pasos de 5 mm y desplazamiento con pasos de 10 mm. En los experimentos, cada paso se repitió 10 veces. Se graficó el valor leído contra el valor ofrecido por el vernier y se calculó el

porcentaje de linealidad. En la Figura 68, Figura 69 y Figura 70 se muestran los resultados para desplazamientos de 1, 5 y 10 mm, respectivamente.



*Figura 67. Esquema del procedimiento de medición del desplazamiento del carro móvil utilizando un calibrador vernier.*

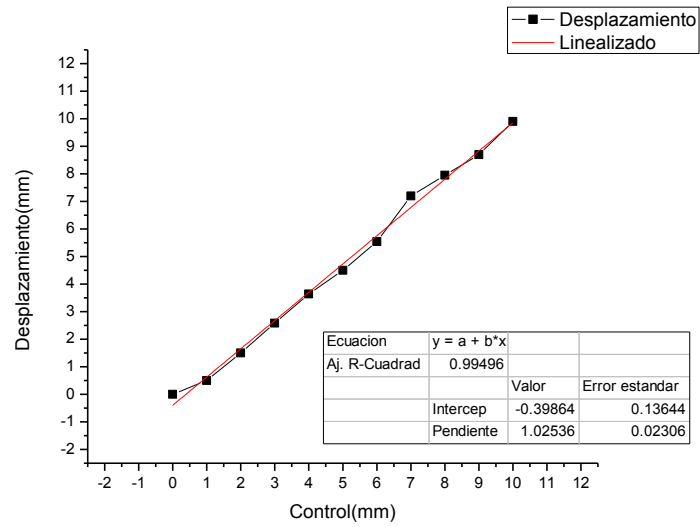


Figura 68. Gráfica de linealidad de desplazamiento para pasos de 1 mm.

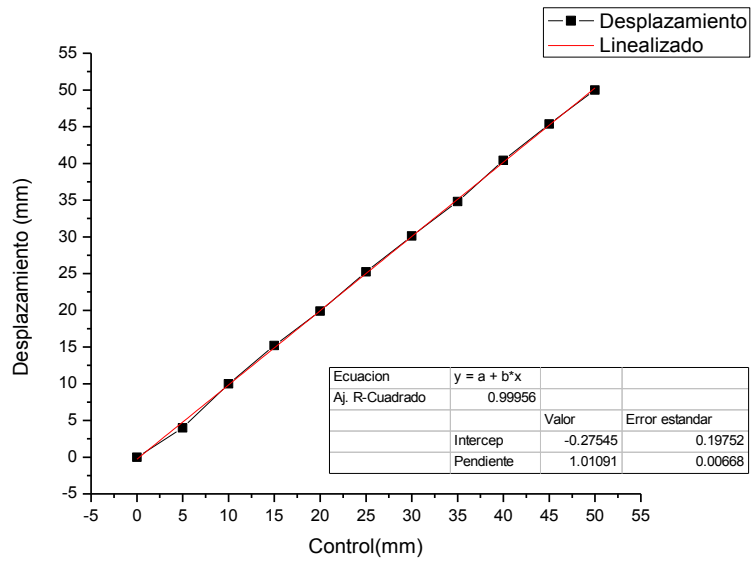


Figura 69. Gráfica de linealidad de desplazamiento para pasos de 5 mm.



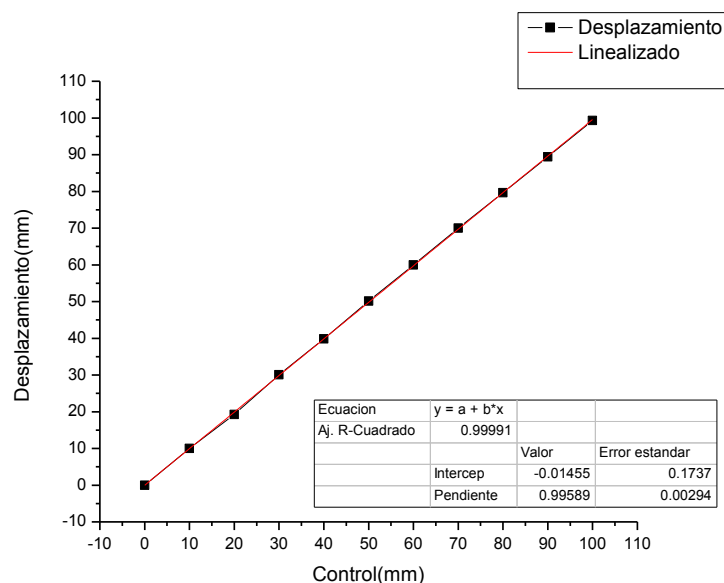


Figura 70. Gráfica de linealidad de desplazamiento para pasos de 10 mm.

#### 4.8.3. Medición con un material de características conocidas.

Se realizó la caracterización mecánica uniaxial de esfuerzo contra deformación de un material de características conocidas. Para obtener el valor del esfuerzo y de la deformación del material, se utilizaron las Ecuaciones 1 y 2, correspondientemente, así como los resultados de la carga aplicada y desplazamiento resultados de las pruebas, además de las dimensiones del material descrito en la sección 4.8.3. En este caso, como material de estudio, se utilizó el poliuretano Tecoflex® EG 85A. Se realizaron 10 pruebas en donde se alcanzó el punto de fractura en cada una de ellas. Los resultados de estas pruebas se presentan en la Figura 71.

Con las 10 graficas obtenidas, se calculó el comportamiento promedio y se graficó (Figura 72). De esta gráfica se obtuvo la elongación máxima y el esfuerzo último (Tabla 4) los cuales se compararon con datos de la literatura (Lubrizol, 2016);(Reinhard, 2004). Como se puede apreciar en la Tabla 4, los valores obtenidos son razonablemente cercanos a los reportados en la literatura, lo da una indicación de que nuestro instrumento es apropiado para medir las propiedades elásticas de este tipo de muestras.

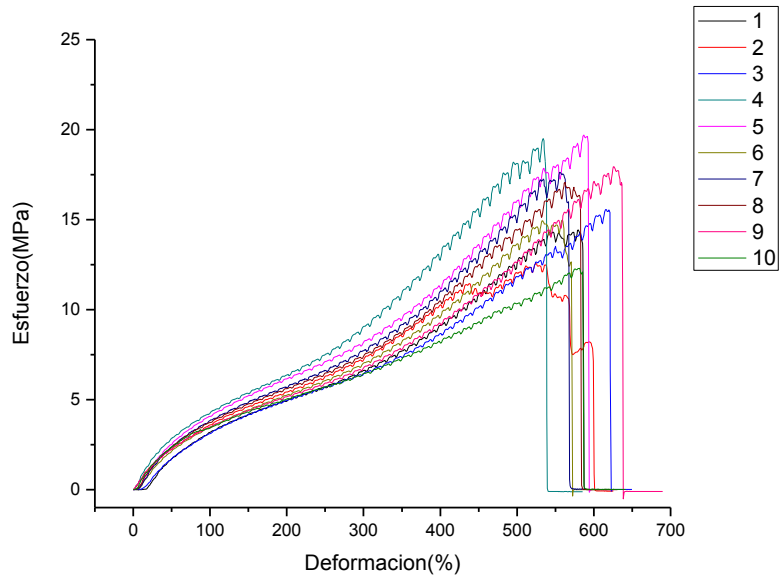


Figura 71. Pruebas de esfuerzo-deformación uniaxial para el poliuretano Tecoflex® EG 85A.

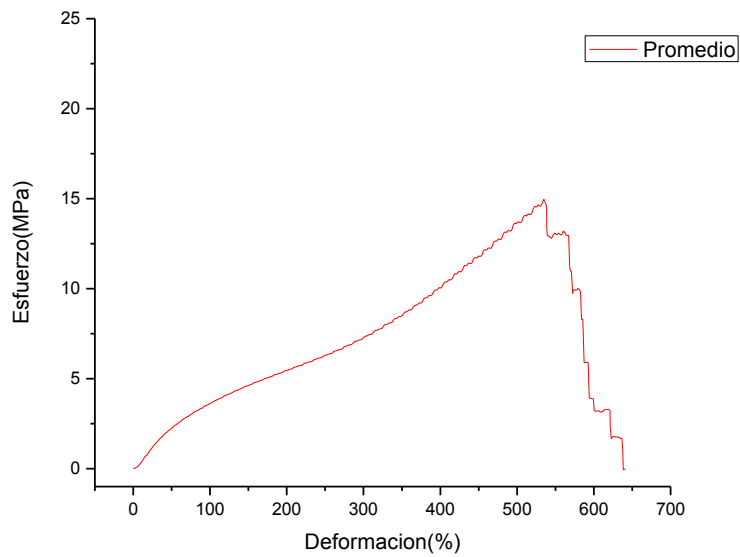


Figura 72. Comportamiento promedio de las pruebas esfuerzo-deformación uniaxial para el poliuretano Tecoflex® EG 85A.

Tabla 4. Resultados de esfuerzo-deformación uniaxial para el poliuretano Tecoflex® EG 85A.

	Elongación máxima	Esfuerzo último
Experimental	540 %	≈15 MPa
Literatura	550-750%	20.3- 42MPa

#### 4.8.4. Pruebas con un tejido biológico.

Para demostrar el tipo de pruebas de caracterización mecánica que se pueden hacer con tejidos biológicos se obtuvieron las curvas de relajación del esfuerzo para muestras de tejido de estómago bovino bajo condiciones hidratadas (Figura 73 y Figura 74). Como estos experimentos son meramente cualitativos, el tejido se obtuvo de un proveedor comercial de alimentos. En los experimentos, se aplicó al tejido un esfuerzo para obtener una deformación deseada. En ese momento, se detiene al aparato para monitorear la evolución del esfuerzo aplicado en función del tiempo, manteniendo la deformación constante. Normalmente en un tejido biológico el esfuerzo decrece con el tiempo debido a procesos de reacomodo microscópico del material. Con ello se obtienen curvas de relajación características del tejido bajo estudio.

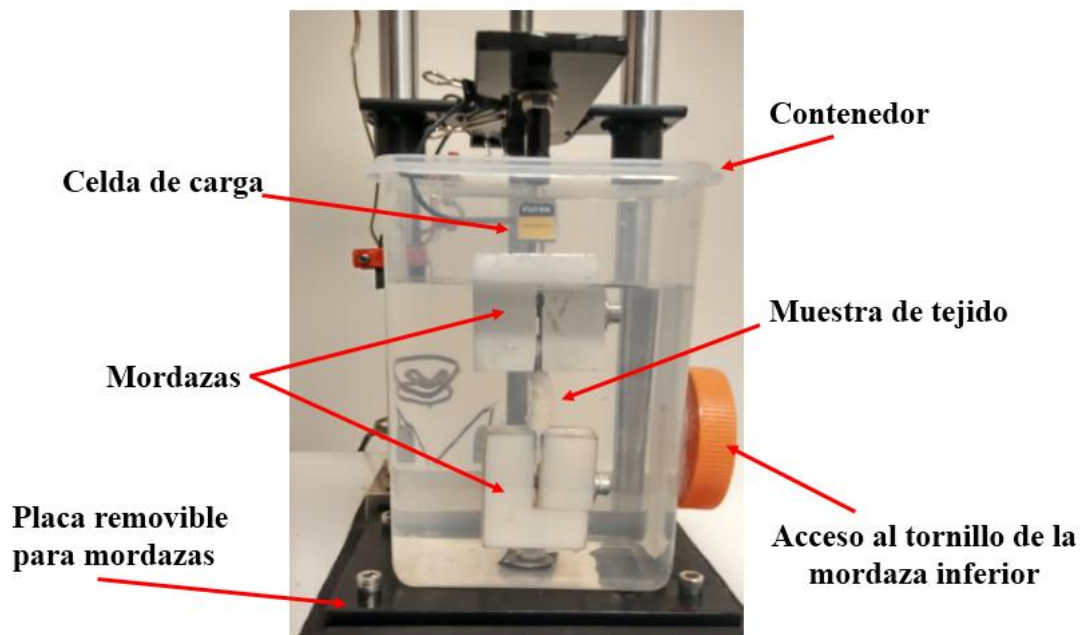
Las curvas de relajación se obtuvieron al 20, 30 y 50 % de deformación del tejido (Figura 75, Figura 76, y Figura 77). Para cada curva se realizó un ajuste exponencial decreciente de dos componentes en base modelo de Maxwell (Ecuación 4) obteniendo así la forma de la ecuación 5. Con esta lo el cual se obtuvieron los valores de los módulos elásticos y los valores de la constante de viscosidad (Tabla 5).

$$G(t) = G(0) + E_1 e^{-\frac{E_1 t}{\mu_1}} + E_2 e^{-\frac{E_2 t}{\mu_2}} \quad \text{Ecuación 5}$$

Es conveniente señalar que aunque estos experimentos son cualitativos por el momento, los resultados muestran que el instrumento fabricado es capaz de realizar este tipo de mediciones.



*Figura 73. Muestra de tejido de estómago bobino para el experimento de caracterización mecánica bajo condiciones hidratadas.*



*Figura 74. Fotografías del experimento de caracterización mecánica de un tejido biológico bajo condiciones hidratadas. En este caso se utilizó agua.*

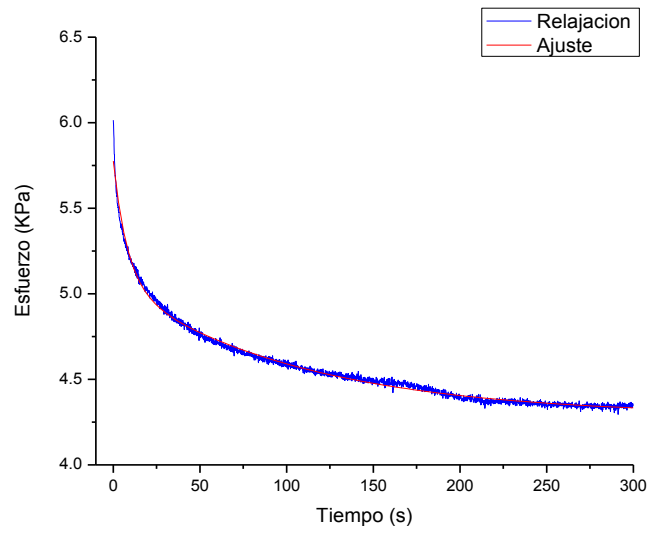


Figura 75. Relajación del esfuerzo al 20 % de deformación en la muestra de estómago bovino.

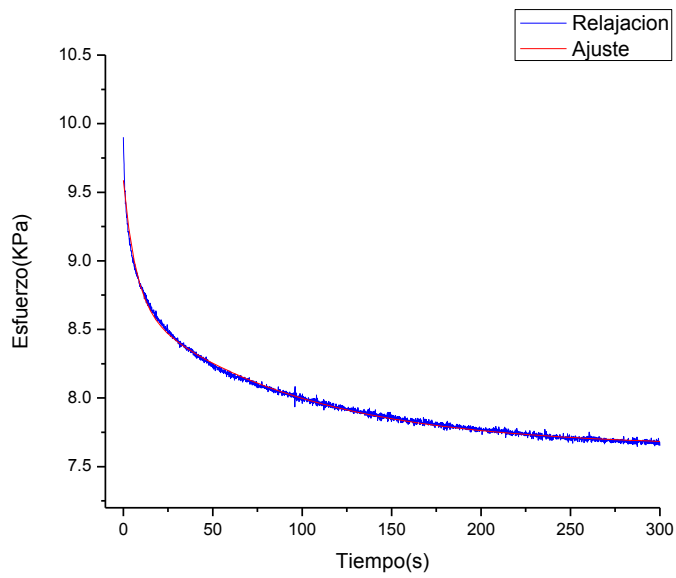


Figura 76. Relajación del esfuerzo al 30 % de deformación en la muestra de estómago bovino.

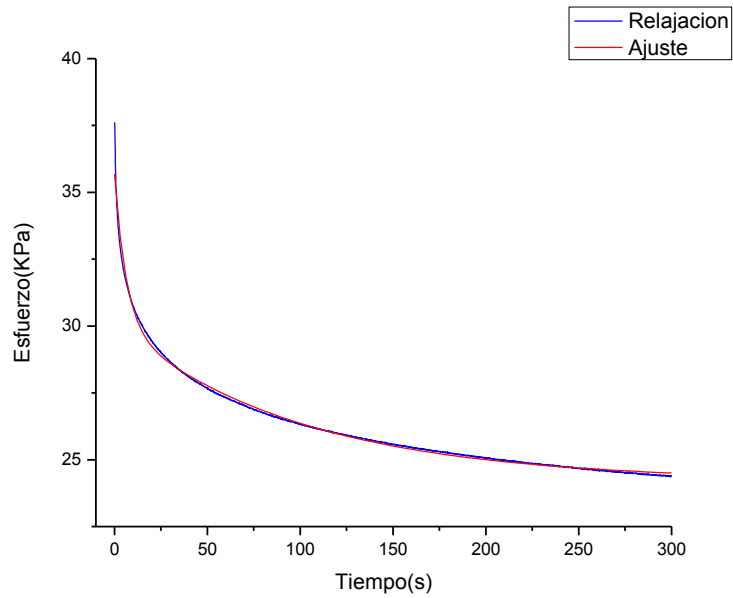


Figura 77. Relajación del esfuerzo al 50 % de deformación en la muestra de estómago bovino.

Tabla 5. Resultados de las pruebas de relajación del esfuerzo en la muestra de estómago bovino. Donde  $G(0)$  el valor inicial de la función de relajación al esfuerzo,  $E1$  y  $E2$  son los módulos de elasticidad,  $\mu1$  y  $\mu2$  son el valor de la viscosidad y  $t$  el tiempo.

	$G(0)$	$E1$	$\mu1$	$E2$	$\mu2$
20%	4286	776	82923	723	5880
30%	7644	907	6274	1051	96587
50%	24216	5580	34919	5874	583816

## Capítulo 5. Conclusiones.

En este trabajo se diseñó y construyó un instrumento que permite realizar pruebas de caracterización mecánica de tensión uniaxial en tejidos biológicos y artificiales. La funcionalidad de este instrumento se evaluó utilizando masas patrones, un calibrador vernier y haciendo pruebas demostrativas de caracterización mecánica de tejidos biológicos y artificiales.

El sistema es útil para muestras en las cuales se requiere una deformación de hasta 300 mm. El desplazamiento mínimo confiable alcanzado con este instrumento fue de pasos de 1 mm. Esto se comprobó generando las gráficas de linealidad de desplazamiento utilizando un calibrador vernier.

La carga mínima confiable medida con este instrumento al utilizar la celda LMR200 es de 10 g y la carga máxima de hasta 5 kg. Esto en referencia a las masas patrones que se utilizaron para generar la gráfica de linealidad de la celda de carga, aunque los datos sugieren que es posible medir valores menores a 10 g correctamente. El valor de la linealidad de la carga indica que los resultados medidos por la celda de carga son altamente confiables y repetitivos.

El software de control y adquisición de datos permite que los resultados sean guardados adecuadamente en un formato tabulado y se comprobó que estos datos se pueden importar fácilmente utilizando software comercial para su análisis.

Los resultados de las pruebas demostrativas de caracterización para la muestra de Tecoflex® EG 85A con este instrumento muestran un comportamiento similar en comparación con datos de la literatura

Las pruebas de caracterización de relajación del esfuerzo para las muestras de tejido de estómago bovino bajo condiciones hidratadas indican que el instrumento es útil para estudios en tejidos biológicos en donde se pretenda simular condiciones fisiológicas.

### 5.1. Posibles ventajas de este equipo.

- a) El equipo fue construido en su mayoría con materiales reciclados, con el cual el costo de fabricación resulta considerablemente menor en comparación con equipos comerciales. Esto permite que sea un instrumento accesible para instituciones educativas públicas. El costo estimado de nuestro instrumento fue 27 mil pesos (1,400 USD).
- b) El instrumento construido es versátil en cuanto a su diseño, lo cual facilita futuras mejoras y aditamentos dependiendo de las pruebas que se deseen realizar.
- c) La gráfica de linealidad de la celda de carga indica que los resultados generados son altamente confiables y repetitivos.
- e) El instrumento construido cuenta con una cámara a la cual se le pueden agregar agua y/o soluciones para mantener hidratada a la muestra durante las pruebas. Esto ayuda a simular las condiciones de hidratación a las que regularmente se encuentra la muestra bajo estudio.
- f) La adquisición de datos por medio de una computadora facilita en gran medida la manipulación de los mismos para su análisis.



## 5.2. Posibles desventajas de este equipo.

1. El desplazamiento mínimo alcanzado por el instrumento resulta grande para algunas muestras, en comparación con algunos equipos comerciales.
2. La carga mínima confiable alcanzada por el instrumento resulta grande para algunas muestras, en comparación con algunos equipos comerciales.
3. Existe evidencia de vibración producida por el tornillo sin fin, lo cual genera un pequeño ruido que se percibe en las lecturas de la carga aplicada durante las pruebas de esfuerzo-deformación.
4. En esta versión del instrumento, no está disponible la opción de la variación regulada de la velocidad de deformación; solamente se cuenta con dos velocidades preestablecidas.

## Capítulo 6. Trabajo a futuro y mejoras sugeridas.

### 6.1. Trabajo a futuro.

Se espera utilizar el instrumento construido y descrito en este trabajo para realizar pruebas de caracterización mecánica en tejidos biológicos y artificiales. El equipo servirá principalmente para proyectos desarrollados en el Laboratorio de Biofísica del departamento de Física de la Universidad de Sonora, aunque estará disponible para cualquier alumno o profesor interesado.

Se planean realizar algunas mejoras a algunos detalles observados durante la fabricación y evaluación del instrumento. A continuación se enlistan algunas de estas mejoras sugeridas.

## 6.2. Mejoras sugeridas.

Para futuros usuarios del instrumento descrito en este trabajo se sugieren algunos aditamentos y mejoras que incrementarían las capacidades de operación del instrumento. A continuación se enlistan algunas de las principales sugerencias:

1. Sustituir el servo motor por un motor de pasos.

Esto mejoraría considerablemente la resolución de la aplicación y medición de la deformación. Además, con esta mejora, se facilitaría implementar el control de velocidad regulado. Se deben considerar capacidades de torque similares a aquellas con las que cuenta el motor utilizado actualmente.

2. Sustituir el tornillo sin fin por un tornillo sin fin de rosca más fina.

Esta mejora se traducirá en movimientos más suaves en el carro de desplazamiento. Para esta mejora se deben considerar las dimensiones del diseño actual.

3. Contar con celdas de carga de diferentes capacidades.

Es recomendable utilizar celdas de carga que estén más cercanos al intervalo de fuerzas que se deseen medir. Con esto se disminuye el ruido en las mediciones y obtienen resultados de mejor calidad. Con varias celdas de carga se podrán estudiar diferentes tipos de tejidos.

4. Fabricar diferentes juegos de mordazas.

Debido a la gran variedad de muestras que se pueden medir, es recomendable contar con una variedad de mordazas que se adecuen más al tipo de muestra que se desea estudiar. Se deben considerar las dimensiones de la rosca de la celda de carga que se utilice.

# Anexos.

## Anexos 1. Código del programa del microcontrolador.

```
#include "C:\BerrellezReyes\Proyecto\PIC\second\main.h"

void main()
{
    setup_adc_ports(NO_ANALOGS|VSS_VDD);
    setup_adc(ADC_CLOCK_DIV_2|ADC_TAD_MUL_0);
    setup_wdt(WDT_OFF);
    setup_timer_0(RTCC_INTERNAL);
    setup_timer_1(T1_DISABLED);
    setup_timer_2(T2_DISABLED,0,1);
    setup_ccp1(CCP_OFF);
    //Setup_Oscillator parameter not selected from Intr Oscillator Config tab

    // TODO: USER CODE!!

    set_tris_b(0x00);
    set_tris_c(0xFF);
    set_tris_d(0xFF);

    disable_interrupts(GLOBAL);

    while (TRUE)
    {

        //Control Manual.

        while(input(PIN_D7)==0)
        {
            output_HIGH(PIN_B4); //INDICADOR LEDMANUAL
            output_LOW(PIN_B5); //INDICADO LEDPC
            if(input(PIN_D6)==1) //Cambio de direccion
            {
                output_HIGH(PIN_B0);
            }
            else
            {
                output_LOW(PIN_B0);
            }

            if(input(PIN_D5)==1) //Relevador cambio de velocidad
            {
                output_HIGH(PIN_B1);
            }
            else
            {
                output_LOW(PIN_B1);
            }

            if(((input(PIN_D4)==0)||(input(PIN_C6)==0 && input(PIN_D6)==1))||
            (input(PIN_D3)==0 && input(PIN_D6)==0)) //Seguridad. Se detiene en los limites. Solo permite avanzar en la direccion contraria.
            {
                output_LOW(PIN_B2);
            }
            else

```

```

{
output_HIGH(PIN_B2);
}
if (input(PIN_C7)==1) //CONTROL HUMIDIFICADOR
{
output_HIGH(PIN_B3);
}
else
{
output_LOW(PIN_B3);
}
//-----INDICADORES LED
if (input(PIN_C6)==0) //LIMITE SUPERIOR
{
output_HIGH(PIN_B7);
}
else
{
output_LOW(PIN_B7);
}
if (input(PIN_D3)==0) //LIMITE INFERIOR
{
output_HIGH(PIN_B6);
}
else
{
output_LOW(PIN_B6);
}
}
//Control PC
while(input(PIN_D7)==1)
{
output_HIGH(PIN_B5); //INDICADOR LED PC
output_LOW(PIN_B4); //INDICADOR LED MANUAL

if(input(PIN_D2)==1) //Cambio de direccion
{
output_HIGH(PIN_B0);
}
else
{
output_LOW(PIN_B0);
}
if(input(PIN_D1)==1) //Relevador cambio de velocidad
{
output_HIGH(PIN_B1);
}
else
{
output_LOW(PIN_B1);
}
if((input(PIN_D0)==1)||(input(PIN_C6)==0 && input(PIN_D2)==1)||
(input(PIN_D3)==0 && input(PIN_D2)==0))//Seguridad. Se detiene en los limites. Solo permite avanzar en la direccion contraria.
{
output_LOW(PIN_B2);
}
else
{
output_HIGH(PIN_B2);
}
if (input(PIN_C2)==1) //CONTROL HUMIDIFICADOR
{

```



```
output_HIGH(PIN_B3);
}
else
{
output_LOW(PIN_B3);
}
//-----INDICADORESLED
if (input(PIN_C6)==0) //LIMITE SUPERIOR
{
output_HIGH(PIN_B7);
}
else
{
output_LOW(PIN_B7);
}
if (input(PIN_D3)==0) //LIMITE INFERIOR
{
output_HIGH(PIN_B6);
}
else
{
output_LOW(PIN_B6);
}
}
}
}
```

Anexos 2. Certificado de calibración de la celda de carga.

<b>FUTEK</b> ADVANCED SENSOR TECHNOLOGY, INC.	10 Thomas, Irvine, CA 92618 USA Tel: (949) 465-0900 Fax: (949) 465-0905
<h1>Certificate of Calibration</h1>	
Certificate Number: <b>1607010004</b>	
<b>Sensor Info:</b>	
S/N: 668791	Model: LRM200
Item #: FSH01671	Capacity: 25 lb
<b>Description:</b> LRM200, 25 lb, JR S-Beam Load Cell with Male Thread, Standard, Material - 17-4 PH S.S., 1/4-28-Thread, Overload Protection, 29 Awg 4 Conductor Spiral Shielded Silicone Cable, 5 ft Long	
Calibration Procedure ..... OP1000	
<b><u>CALIBRATION EQUIPMENT USED</u></b>	
<b>Digital Multimeter:</b> HP Model: 34401A, S/N: MY43014112	
<b>Dead Weight(s):</b> 1-10 lb, Traceability No: 678784	
This certifies that the following sensor has been calibrated using equipment traceable to NIST. Supporting documentation relative to traceability is on file and is available for examination upon request. This certificate shall not be reproduced except in full, without the written approval of FUTEK	
<b>Calibration Technician:</b> <i>Edgar Jimenez</i>	
Issue Date: 7/1/2016	Re-Calibration Date: One Year After Issue Date

Page 1 of 2

Sensor Solution Source  
Load - Torque - Pressure - Multi Axis - Calibration - Instruments - Software  
www.futek.com

Certificate Number: 1607010004

**Single Channel Item**

**CALIBRATION DATA**

Test Temp: 76 °F (25 °C)      Relative Humidity: 40 %      Excitation: 5.00 Vdc  
Input Resistance: 351 Ω      Output Resistance: 352 Ω      Zero Balance: 0.0025 mV/V

**Tension**

Load (lb)	Output (mV/V)	Non-Lin. Error (% R.O.)
0	0.0000	0.000
5	0.4689	-0.026
10	0.9384	-0.026
15	1.4080	-0.021
20	1.8773	-0.030
25	2.3475	0.000
0	0.0008	



**SHUNT CALIBRATION**

Direction	Shunt Value (KΩ)	Shunt Connection	Output Value (mV/V)	Equivalent Load (lb)
Tension	60.4	(-Exc) & (-S)	1.4540	15

Page 2 of 2



## Participación en eventos académicos.

- Poster. Reunión Universitaria de Investigación en Materiales (RUIM) 2015. “Diseño y construcción de un instrumento para pruebas esfuerzo-deformación en tejidos biológicos y artificiales”.
- Poster. XI Coloquio Bienal en Ciencias de Materiales. 2015. “Diseño y construcción de un instrumento para pruebas esfuerzo-deformación en tejidos biológicos y artificiales”.
- Poster. Mechbio Symposium 2016. UCSD. “*Paclitaxel affects the time-dependent response of peripheral nerves to uniaxial tensile loading in vitro*”.
- Curso. XVI Escuela de biofísica. 2015. “Propiedades mecánicas a escala celular”.
- Conferencia. Semana de la Ingeniería en Tecnología Electrónica 2016. “Bioingeniería”.
- Estancia. Departamento de cirugía ortopédica, Universidad de California en San Diego (UCSD). California, Estados Unidos. Del 1 de mayo al 31 de julio del 2016. “Técnicas de investigación de bioingeniería para el estudio de mecánica celular y de tejidos”.

## Referencias.

- Agrawal, C. M. (2014). *Introduction to Biomaterials. Basic Theory with Engineering Applications*. Cambridge University Press.
- ASTM. (2016). ¿Qué es la ASTM internacional? Retrieved September 11, 2016, from <https://www.astm.org/>
- Bird, J. (2000). *Newnes Engineering Science Pocket Book*. Oxford: Taylor & Francis.
- Bronzino, J. D. (2000). *The Biomedical Engineering HANDBOOK. The Biomedical Engineering Handbook (Second Edi)*. Boca Raton: CRC Press LLC, 2000.
- Bronzino, J. D. (2007). *Biomechanics: Principles and Applications*. Boca Raton: CRC Press, 2007.
- C. Hibbeler, R. (2011). *Mecánica de materiales 8a edición*. PEARSON.
- Control, T. I. of M. and. (1998). *Guide to the Measurement of Force*. Institute of Measurement and Control.
- Cowin, S. C. (2006). *Mechanics Tissue. Mechanical Engineering*. <http://doi.org/10.1159/000086197>
- Di Paolo Emilio, M. (2013). *Data acquisition systems: from fundamentals to applied desings (Ebook)*. New York: Springer.
- Dunn, W. C. (2006). *Introduction to Instrumentation , Sensors , and Process Control (Print book)*. Boston: Artech House.
- Friess, W. (1998). Collagen - Biomaterial for drug delivery. *European Journal of Pharmaceutics and Biopharmaceutics*, 45(2), 113–136. [http://doi.org/10.1016/S0939-6411\(98\)00017-4](http://doi.org/10.1016/S0939-6411(98)00017-4)
- Fung, Y. C. (1993). *Biomechanics: Mechanical Properties of Living Tissues*. New York: Springer-Verlag.
- FUTEK. (2012). FUTEK Model CSG110. Irvine, California: FUTEK. Retrieved from [www.futek.com](http://www.futek.com)
- FUTEK. (2016). Miniature S Beam Load Cell LMR200. Irvine, California: FUTEK. Retrieved from <http://www.futek.com/>
- Hollister, S. J. (2007). Introduction to Biosolid Mechanics. Constitutive Equations: Viscoelasticity. Retrieved September 10, 2016, from <http://www.umich.edu/~bme332/>
- Humphrey, J. D. (2003). Continuum biomechanics of soft biological tissues. *Proceedings of the Royal Society A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences*, 459(2029), 3–46. <http://doi.org/10.1098/rspa.2002.1060>

- Knudson, D. V. (2007). *Biomechanics, Fundamentals* (2nd ed). New York: New York, NY: Springer, 2007.
- Labus, K., Han, S. K., Hsieh, A. H., & Puttlitz, C. (2014). A Computational Model to Describe the Regional Interlamellar Shear of the Annulus Fibrosus. *Journal of Biomechanical Engineering*, *136*(May), 1–7. <http://doi.org/10.1115/1.4027061>
- Lee, K. Y., & Mooney, D. J. (2013). Alginate : properties and biomedical applications, *37*(1), 106–126. <http://doi.org/10.1016/j.progpolymsci.2011.06.003>.Alginate
- Lubrizol. (2016). Tecoflex™ TPU. Retrieved September 7, 2016, from <https://www.lubrizol.com/LifeScience/Products/Tecoflex.html>
- Luna, C., Detrick, L., Shah, S. B., Cohen, A. H., & Aranda-Espinoza, H. (2013). Mechanical properties of the lamprey spinal cord: Uniaxial loading and physiological strain. *Journal of Biomechanics*, *46*(13), 2194–2200. <http://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2013.06.028>
- Microchip. (2008). PIC18F2450/4450. Chandler: Microchip Technology Inc. Retrieved from [www.microchip.com/](http://www.microchip.com/)
- Mohite, B. V., & Patil, S. V. (2014). A novel biomaterial: Bacterial cellulose and its new era applications. *Biotechnology and Applied Biochemistry*, *61*(2), 101–110. <http://doi.org/10.1002/bab.1148>
- NI. (2001). Getting Started with LabVIEW. National Instruments Corporation. Retrieved from [www.ni.com](http://www.ni.com)
- NI. (2014). NI USB-6501. National Instruments Corporation. Retrieved from <http://www.ni.com/>
- NI. (2015). NI 6238 / 6239 Specifications. National Instruments Corporation. Retrieved from [www.ni.com](http://www.ni.com)
- Palladino, J. L., & Davis, R. B. (2005). Biomechanics. In *Introduction to Biomedical Engineering* (Second, pp. 128–129). ELSEVIER ACADEMIC PRESS.
- PCB. (2014). *Load Cell Handbook*. Michigan: PCB Load & Torque. A PCB Group Company.
- Prestwich, G. D. (2011). Hyaluronic acid-based clinical biomaterials derived for cell and molecule delivery in regenerative medicine. *Journal of Controlled Release*, *155*(2), 193–199. <http://doi.org/10.1016/j.jconrel.2011.04.007>
- Ramalingam, M., Ramakrishna, S., & Best, S. (2012). *Biomaterials and Stem Cells in Regenerative Medicine* (Vol. 6). <http://doi.org/10.1201/b12083>
- Ratner, B. D. (2004). *Biomaterials Science. An Introduction to Materials in Medicine*. Book (Second Edi). Seattle: Elsevier, Inc.
- Reinhard, A. (2004). Moulded bodies made of thermoplastic polyurethane containing an active substance. United States.

- Saunders, M. M. (2011). Small-scale mechanical testing: Applications to bone biomechanics and mechanobiology. In T. Proulx (Ed.), *Time dependent constitutive behavior and fracture/failure processes* (E-book). New York: Springer. [http://doi.org/10.1007/978-1-4419-9794-4\\_48](http://doi.org/10.1007/978-1-4419-9794-4_48)
- Shahmirzadi, D., Bruck, H. A., & Hsieh, A. H. (2013). Measurement of Mechanical Properties of Soft Tissues In Vitro Under Controlled Tissue Hydration. *Experimental Mechanics*, 53(3), 405–414. <http://doi.org/10.1007/s11340-012-9644-y>
- Shapiro, I. M., & Risbud, M. V. (2014). *The Intervertebral Disc*. (I. M. Shapiro & M. V. Risbud, Eds.). Vienna: Springer Vienna. <http://doi.org/10.1007/978-3-7091-1535-0>
- Silva, C. W. de. (2016). *Mechatronics: Fundamentals and Applications*. Boca Raton: CRC Press, 2016.
- Sinclair, I. R. (2001). *Sensors and transducers* (3rd ed). Boston: Oxford [England].
- Soboyejo, W. (2003). Overview of Mechanical Behavior. In *Mechanical Properties of Engineered Materials* (pp. 63–69). Marcel Dekker, Inc.
- Tissakht, M., & Ahmed, A. M. (1995). Tensile Stress-Strain Characteristics of the Human Meniscal Material. *J. Biomechanics*, 28(4), 411–422. [http://doi.org/10.1016/0021-9290\(94\)00081-E](http://doi.org/10.1016/0021-9290(94)00081-E)
- Trescases, O. (2006). *Guide to Designing and Fabricating Printed Circuit Boards*. Toronto: University of Toronto.
- West Instruments de México. (2012). *Manual de Aplicación de Encoders*. Retrieved from <http://www.westmexico.com.mx/>
- Williams, D. F. (1999). *The Williams Dictionary of Biomaterials*. Liverpool, UK: Liverpool University Press.
- WIPI. (2016). *BioTester Biaxial Test System*. Retrieved September 11, 2016, from [www.wpiinc.com](http://www.wpiinc.com)