



**Sistema de control de una plataforma biaxial para la caracterización mecánica en la  
microescala de tejidos biológicos e hidrogeles**

Valeria Cadavid Castro

Trabajo de grado presentado para optar al título de Bioingeniera

Asesor Interno

Fabian Andres Castaño Usuga, Doctor en Ingeniería Electrónica y de Computación

Asesor Externo

Víctor Andrés Acosta Santamaria, Doctor en Mecánica Computacional

Universidad de Antioquia

Facultad de Ingeniería

Bioingeniería

Medellín

2024

---

Cita

Cadavid Castro [1]

---

**Referencia**

- [1] V. Cadavid Castro, “Sistema de control de una plataforma biaxial para la caracterización mecánica en la microescala de tejidos biológicos e hidrogeles”, Trabajo de grado profesional, Bioingeniería, Universidad de Antioquia, Medellín, 2024.

Estilo IEEE (2020)



Grupo de Investigación

Centre Ingénierie et Santé, STBio – Ingénierie des Surfaces et des Tissus Biologiques, Ecole Nationale Supérieure des Mines de Saint Etienne- École de l’Institut Mines-Télécom, Francia.



Centro de Documentación Ingeniería (CENDOI)

**Repositorio Institucional:** <http://bibliotecadigital.udea.edu.co>

Universidad de Antioquia - [www.udea.edu.co](http://www.udea.edu.co)

**Rector:** John Jairo Arboleda Céspedes.

**Decano/Director:** Julio César Saldarriaga Molina.

**Jefe departamento:** John Fredy Ochoa Gómez.

El contenido de esta obra corresponde al derecho de expresión de los autores y no compromete el pensamiento institucional de la Universidad de Antioquia ni desata su responsabilidad frente a terceros. Los autores asumen la responsabilidad por los derechos de autor y conexos.

## **Dedicatoria**

A lo largo de estos años de formación como bioingeniera, he enfrentado diversos desafíos que me han permitido no solo crecer profesionalmente, sino también a nivel personal. A pesar de atravesar situaciones difíciles, he vivido experiencias maravillosas que han contribuido significativamente a mi desarrollo y me han llevado a convertirme en una mejor versión de mí misma. Nada de esto habría sido posible sin mis padres, quienes me han brindado un apoyo incondicional y han dedicado todo su esfuerzo para garantizar mi bienestar y superación. A mis queridos padre y madre, les expreso toda mi gratitud. Su constancia, confianza y amor han sido fundamentales en este trayecto; gracias por creer en mí y celebrar cada uno de mis triunfos como si fueran propios.

## **Agradecimientos**

Quiero expresar mi profundo agradecimiento a todos los docentes que han contribuido significativamente a mi desarrollo profesional. En particular, inicio mi reconocimiento con John Fredy Ochoa, quien fue el punto de partida en mi formación en investigación. Agradezco sus enseñanzas apasionadas que generaron oportunidades valiosas en los grupos de investigación GRUNECO y NeuroCo. A estos grupos también les agradezco por brindarme formación y la posibilidad de participar en diversos proyectos, marcando así mis primeros pasos, trabajando como joven investigadora y la participación en mi primer congreso.

Quiero expresar mi sincero agradecimiento a Fabian Andres Castaño, quien me ayudo a desarrollar nuevas habilidades y conocimientos, culminando en un proyecto de investigación que resultó ganador en los Premios SBEB Boston Scientific de Innovación e Ingeniería Biomédica 2023, además de ser mi asesor interno en este proyecto. Agradezco a Jonathan Gallego por las oportunidades brindadas, especialmente por su respaldo durante mi pasantía internacional, donde contribuyó significativamente en las etapas iniciales de mi práctica académica.

A mi asesor en el presente proyecto, Víctor Andrés Acosta, le expreso mi profundo agradecimiento por su orientación, enseñanzas, paciencia y apoyo en STBio en el CIS de la École des Mines de Saint-Étienne. Gracias a él, he vivido una experiencia internacional que superó mis expectativas, y que guardaré siempre en mi corazón. A todos estos destacados docentes, mi reconocimiento y gratitud por su apoyo, dedicación y valiosos consejos. Finalmente, quiero agradecer a mi familia y amigos por estar y creer en mí en cada paso de este camino.

## TABLA DE CONTENIDO

RESUMEN	10
ABSTRACT	11
I. INTRODUCCIÓN	12
II. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	15
Hipótesis de trabajo	16
Hipótesis estadística	16
III. OBJETIVOS	17
A. Objetivo general	17
B. Objetivos específicos	17
IV. MARCO TEÓRICO	18
V. METODOLOGÍA	24
A. Manejo de los equipos para el control de la plataforma biaxial	24
B. Desarrollo del software	25
1) Sistema de control del movimiento de etapas lineales motorizadas	25
a) Movimiento de una etapa linear motorizada	25
b) Movimiento uniaxial	29
c) Movimiento biaxial	29
2) Adquisición de información de celdas de carga	30
3) Integración de etapas lineales y celdas de carga	30
4) Creación de interfaz de usuario	31
C. Configuración del entorno de experimentación	31
D. Operación del sistema de control en la plataforma biaxial para la caracterización mecánica en tejidos biológicos	31
VI. RESULTADOS	33

A. Sistema de control del movimiento de etapas lineales motorizadas	33
1) Primer diseño de experimentos	33
2) Segundo diseño de experimentos	37
3) Tercer diseño de experimentos	40
B. Interfaz de Usuario	44
C. Montaje experimental	46
D. Operación del sistema de control en la plataforma biaxial para la caracterización mecánica en tejidos biológicos	46
VII. ANÁLISIS	49
VIII. CONCLUSIONES	53
REFERENCIAS	56

## LISTA DE TABLAS

TABLA I ARREGLO ORTOGONAL DE TAGUCHI PARA EL PRIMER DISEÑO DE EXPERIMENTOS	27
TABLA II ARREGLO ORTOGONAL DE TAGUCHI PARA EL SEGUNDO DISEÑO DE EXPERIMENTOS	28

## LISTA DE FIGURAS

Fig. 1. Modelo V de un macrociclo [34].	22
Fig. 2. Flujo de trabajo realizado para el desarrollo del sistema de control de la plataforma biaxial.	24
Fig. 3. Efectos principales de las medias de los MAPEs obtenidos en el primer DoE.	34
Fig. 4. Efectos principales de las desviaciones de los MAPEs obtenidos en el primer DoE.	34
Fig. 5. Efectos de los factores en las relaciones señal a ruido para el primer DoE.	35
Fig. 6. Gráfico de interacciones de los factores del primer DoE.	35
Fig. 7. Porcentajes de influencia obtenidos para el primer DoE.	36
Fig. 8. Movimiento teórico y movimientos obtenidos para una de las configuraciones experimentales del primer DoE.	36
Fig. 9. Efectos principales de las medias de los MAPEs obtenidos en el segundo DoE.	37
Fig. 10. Efectos principales de las desviaciones de los MAPEs obtenidos en el segundo DoE.	38
Fig. 11. Efectos de los factores en las relaciones señal a ruido para el segundo DoE.	38
Fig. 12. Gráfico de interacciones de los factores del segundo DoE.	39
Fig. 13. Porcentajes de influencia obtenidos para el segundo DoE.	39
Fig. 14. Movimiento teórico y movimientos obtenidos para una de las configuraciones experimentales del segundo DoE.	40
Fig. 15. Efectos principales de las medias de los MAPEs obtenidos en el tercer DoE.	41
Fig. 16. Porcentajes de influencia obtenidos para el segundo DoE.	41
Fig. 17. Movimiento teórico y movimientos obtenidos para dos etapas lineales sincronizadas, para una configuración experimental con velocidad de 0.01 mm/s del tercer DoE.	42
Fig. 18. Movimiento teórico y movimientos obtenidos para dos etapas lineales sincronizadas, para una configuración experimental con velocidad de 0.5 mm/s del tercer DoE.	42
Fig. 19. Diferencias de posición (a) y tiempo (b) de los datos obtenidos durante el movimiento de dos etapas lineales para todos los experimentos del tercer DoE.	43
Fig. 20. Interfaz de usuario creada para el control de la plataforma biaxial.	45
Fig. 21. Diagrama de funcionalidad de la interfaz de usuario.	45
Fig. 22. Montaje experimental: plataforma biaxial conformada por cuatro etapas lineales motorizadas y dos celdas de carga para realizar ensayos de tensión.	46

Fig. 23. Montaje experimental con tejido biológico (aorta) para evaluación del sistema de control.

47

Fig. 24. Preacondicionamiento del tejido: a) Movimiento aplicado al tejido y b) Fuerzas registradas por las celdas de carga durante el movimiento.

47

Fig. 25. Prueba de esfuerzo relajación en el tejido: a) Movimiento aplicado al tejido y b) Fuerzas registradas por las celdas de carga durante el movimiento.

48



## SIGLAS, ACRÓNIMOS Y ABREVIATURAS

<b>OCT</b>	Tomografía de Coherencia Óptica (sigla en inglés)
<b>DVC</b>	Correlación Digital de Volumen (sigla en inglés)
<b>AFM</b>	Microscopía De Fuerza Atómica (sigla en inglés)
<b>PWV</b>	Velocidad de Onda de Pulso (sigla en inglés)
<b>PM</b>	Miografía De Presión (sigla en inglés)
<b>PA</b>	Prueba de Aspiración con Pipeta (sigla en inglés)
<b>DIC</b>	Correlación digital de imágenes (sigla en inglés)
<b>DoE</b>	Diseño de experimentos (sigla en inglés)
<b>API</b>	Interfaz de Programación de Aplicaciones (sigla en inglés)
<b>DLL</b>	Bibliotecas de Enlaces Dinámicos (sigla en inglés)

---

## RESUMEN

En la investigación biomédica, la caracterización mecánica de tejidos blandos e hidrogeles es crucial para diversas aplicaciones, como la medicina regenerativa, la comprensión de patologías celulares e incluso el desarrollo de nuevas terapias. Aunque tecnologías de adquisición óptica y técnicas de medición de deformaciones como la OCT y la DVC han avanzado en la comprensión del comportamiento mecánico a nivel microscópico, la falta de sistemas para realizar ensayos biaxiales adaptables a estos avances limita la exploración detallada de propiedades tridimensionales de los tejidos. Este proyecto se enfocó en desarrollar un sistema de control robusto y de código abierto para sincronizar una plataforma biaxial con el propósito de realizar caracterizaciones mecánicas en la microescala de tejidos biológicos e hidrogeles. La metodología abarcó el desarrollo y validación de algoritmos de control de etapas lineales motorizadas y celdas de carga para realizar movimientos y adquirir datos de posición y fuerza. Además, se diseñó una interfaz de usuario para el control de la plataforma biaxial y se llevaron a cabo pruebas con tejidos. Los resultados demostraron la utilidad del sistema en la creación de protocolos para ensayos biaxiales, resaltando las diferencias en el comportamiento del tejido evaluado en dos direcciones. Aunque se reconoce la necesidad de mejorar la configuración experimental, el software desarrollado destaca por su versatilidad y capacidad de mejora continua al ser de código abierto.

***Palabras clave*** — **Caracterización mecánica, tejidos blandos, hidrogeles, investigación biomédica, sistemas de control, diseño de sistemas mecatrónicos, código abierto.**

---

## ABSTRACT

In biomedical research, the mechanical characterization of soft tissues and hydrogels is crucial for various applications, such as regenerative medicine, understanding cellular pathologies and even the development of new therapies. Although optical acquisition technologies and strain measurement techniques such as OCT and DVC have advanced the understanding of mechanical behavior at the microscopic level, the lack of biaxial testing systems capable of adapting to these advances limits the detailed exploration of three-dimensional tissue properties. This project focused on developing a robust and open-source control system to synchronize a biaxial platform for microscale mechanical characterization of biological tissues and hydrogels. The methodology included the development and validation of control algorithms for motorized linear stages and load cells to perform motion and acquire position and force data. In addition, a user interface was designed to control the biaxial platform and tissue tests were performed. The results demonstrated the usefulness of the system in creating protocols for biaxial testing and highlighted differences in the behavior of tissues evaluated in two directions. Although the need to improve the experimental setup is recognized, the software developed stands out for its versatility and capacity for continuous improvement as it is open source.

***Keywords* — Mechanical characterization, soft tissue, hydrogels, biomedical research, control systems, mechatronic system design, open source.**

---

## I. INTRODUCCIÓN

En la investigación biomédica y la ingeniería de tejidos, la caracterización mecánica de materiales como tejidos blandos e hidrogeles se ha vuelto fundamental, esto se debe a que permite comprender mejor la respuesta natural de estos materiales y aprovechar sus características de manera efectiva para diversas aplicaciones, como en medicina regenerativa, simuladores quirúrgicos, diagnóstico de enfermedades y modelado de su progresión en tejidos blandos, estudio de células cancerígenas, entre otros [1]-[3]. Estos materiales, exhiben un comportamiento mecánico complejo caracterizado por respuestas no lineales y anisotrópicas, lo que implica la necesidad de utilizar técnicas y equipos especializados para llevar a cabo una adecuada caracterización [1], [4].

Los organismos biológicos producen diferentes compuestos organizados en composición y estructura, que contienen componentes orgánicos e inorgánicos, así mismo, presentan una organización jerárquica que puede ser vista en niveles nano, micro y meso [3]. La naturaleza jerárquica mencionada anteriormente hace que se tengan propiedades mecánicas dependientes de los elementos constituyentes, haciendo que la medición de los parámetros de este tipo de materiales sea un problema dependiente de la escala en la que se evalúan [5].

La evaluación de las propiedades mecánicas de estos materiales a una escala microscópica no ha sido lo suficientemente explorada, y a medida que se avanza hacia aplicaciones biomédicas cada vez más sofisticadas y orientadas a la nanotecnología, es crucial comprender cómo los tejidos biológicos y los hidrogeles interactúan a nivel molecular y cómo responden a las tensiones en la microescala [6], [7].

Recientemente, se han implementado tecnologías como la Tomografía de Coherencia Óptica (OCT) y la Correlación Digital de Volumen (DVC) para conocer el comportamiento mecánico del humor acuoso [8] y arterias [9], [10] a nivel microscópico. Estas técnicas permiten la observación y medición detallada de materiales biológicos, la OCT es una modalidad de imagen de escala micrométrica que permite la visualización de la microestructura tisular a diferentes niveles subsuperficiales. Mientras que la DVC proporciona mediciones de deformación

---

tridimensionales de campo completo en toda la microestructura de una muestra, logrando obtener con este tipo de técnicas datos valiosos sobre la estructura y el comportamiento mecánico de tejidos biológicos e hidrogeles [9], [11].

Cabe resaltar que la caracterización mecánica no se limita a la observación de los materiales con este tipo de técnicas, para obtener resultados que permitan una mayor comprensión de estos materiales es fundamental realizar ensayos que controlen el desplazamiento y las fuerzas aplicadas a los materiales [2]. De esta manera, implementar sistemas de control que permitan ejecutar ensayos sobre tejidos biológicos o hidrogeles, sumado al uso de otras técnicas de caracterización (como OCT y DVC), permiten una caracterización mecánica detallada y amplia.

Los ensayos mecánicos desempeñan un papel esencial en la caracterización de materiales, siendo los uniaxiales tradicionales una herramienta común. Sin embargo, para abordar la complejidad del comportamiento mecánico, especialmente en tejidos biológicos, los ensayos biaxiales ofrecen una ventaja significativa al capturar la anisotropía y heterogeneidad [12].

Sincronizar una plataforma biaxial para controlar el desplazamiento en la microescala amplía las posibilidades de estudio de materiales, mejorando la precisión del movimiento y resultando fundamental para comprender los materiales a esa escala [13].

Aunque existen equipos comerciales para movimientos biaxiales en tejidos biológicos, es común la creación de soluciones especializadas a la medida que se adaptan a requerimientos específicos como el desplazamiento y precisión del movimiento, protocolo experimental adaptado al tejido, la integración con otras tecnologías y la disponibilidad de recursos [14]. Dando lugar a diversos sistemas o soluciones que convergen en su enfoque hacia la deformación del material con protocolos experimentales específicos y la captura de información sobre fuerza y desplazamiento [15], [16].

Los sistemas creados para realizar ensayos biaxiales son específicamente sistemas mecatrónicos, por lo cual se requiere de una integración eficiente de componentes mecánicos y electrónicos para garantizar el control deseado. En este sentido, es importante apoyarse de metodologías usadas para el diseño de sistemas mecatrónicos como lo son el modelo V y el sistema de sistemas, debido a que han comprobado ser de gran ayuda para obtener una tecnología con la

---

funcionalidad y robustez requerida, abordando de manera sistemática la creación de soluciones de sistemas complejos [17], [18].

El presente proyecto se enfocó en el desarrollo de un sistema de control para el movimiento sincronizado de una plataforma biaxial, con el objetivo de facilitar la caracterización mecánica en la microescala de tejidos biológicos e hidrogeles. Contando con la disponibilidad de etapas lineales motorizadas y celdas de carga con características adecuadas para la presente aplicación, se implementó el control de los equipos mediante las bibliotecas de programación proporcionadas por los fabricantes de estos dispositivos, esto permitió realizar diferentes movimientos y adquirir información sobre posición y fuerza. Finalmente, se diseñó una interfaz de usuario intuitiva y se realizaron pruebas con tejidos biológicos.

Como resultado, se obtuvo un sistema que permite el control del movimiento de manera personalizada, siendo útil para la creación de protocolos en pruebas de tejidos. Además, mostró las diferencias en el comportamiento del tejido al ser evaluado en dos direcciones, destacando la importancia de la evaluación biaxial para comprender la respuesta mecánica de los tejidos de una manera más completa.

---

## II. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

A pesar de la existencia de diversos sistemas diseñados para llevar a cabo ensayos biaxiales, los cuales combinan tecnologías ópticas en la búsqueda de caracterizaciones mecánicas a escalas cada vez más reducidas como la nanoescala, son sistemas altamente específicos que carecen de la capacidad de adaptarse a distintas técnicas [14]-[16].

En la actualidad, al evaluar el comportamiento mecánico de los tejidos biológicos e hidrogeles en la microescala, se realizan ensayos de tensión que emplean curvas de esfuerzo-deformación que permiten obtener un valor promedio o general del comportamiento del tejido. Estos ensayos, son complementados con técnicas ópticas, centradas en proporcionar un mapeo de la deformación superficial y así realizar caracterizaciones mecánicas [19], [20]. Sin embargo, el estudio del comportamiento en el volumen del tejido durante este tipo de ensayos no ha sido explorado ampliamente, y existe una falta de sistemas que permitan una integración fluida con la parte óptica, específicamente con la OCT para llevar a cabo la DVC [9].

La carencia de sistemas que posibiliten este tipo de evaluaciones resalta la importancia de desarrollar un sistema que permita el control preciso de deformaciones en la microescala y, al mismo tiempo, sea adaptable e integrable con tecnologías ópticas avanzadas. La implementación la OCT en conjunto con la DVC es fundamental, ya que proporciona una idea detallada del comportamiento del tejido en todo su volumen. Siendo de utilidad para la investigación biomédica, la medicina regenerativa, ingeniería de tejidos, nanotecnología, industria farmacéutica y diagnóstico de enfermedades [21]-[24]. Esta capacidad permite estudiar con mayor precisión las deformaciones tridimensionales, brindando una comprensión más completa del comportamiento mecánico del tejido en su conjunto y en la escala microscópica [25], [26].

### *A. Pregunta de investigación*

¿Será posible diseñar un sistema de control robusto y de código abierto, adaptable para integrarse con diversas técnicas ópticas, que permita la sincronización de una plataforma biaxial para la caracterización mecánica en la microescala de tejidos biológicos e hidrogeles?

---

### *Hipótesis de trabajo*

Se plantea la hipótesis de que al implementar un sistema de control biaxial robusto y de código abierto para la caracterización mecánica en la microescala de tejidos biológicos e hidrogeles, se obtendrán datos precisos sobre su comportamiento mecánico.

### *Hipótesis estadística*

Las siguientes hipótesis asociadas a los factores referentes al funcionamiento del sistema (por ejemplo, velocidad y posición) se formulan con el propósito de minimizar al máximo el error del sistema biaxial, con el fin de obtener datos precisos sobre el comportamiento mecánico de los tejidos biológicos e hidrogeles:

1) *Hipótesis nula*: no hay diferencia significativa en la precisión del movimiento para distintas configuraciones de los factores del sistema de control biaxial.

a) *Hipótesis alterna*: existe una diferencia significativa en la precisión del movimiento para distintas configuraciones de los factores del sistema de control biaxial.



---

### III. OBJETIVOS

#### *A. Objetivo general*

Desarrollar un sistema de control que permita accionar y sincronizar el funcionamiento de una plataforma biaxial para la caracterización mecánica en la microescala de tejidos biológicos e hidrogeles.

#### *B. Objetivos específicos*

1. Desarrollar los algoritmos de control de las etapas lineales motorizadas para ejecutar un movimiento biaxial sincronizado coordinado por velocidad y posición.
2. Implementar el protocolo de comunicación con las celdas de carga para la adquisición y procesamiento de la información de fuerza durante la caracterización mecánica.
3. Integrar y validar el funcionamiento del sistema de control de las etapas lineales motorizadas y las celdas de carga que permita la caracterización de propiedades mecánicas de tejidos biológicos e hidrogeles.

---

#### IV. MARCO TEÓRICO

Los tejidos blandos, como la piel, músculos y vasos sanguíneos, exhiben propiedades viscoelásticas al ser capaces de deformarse y recuperarse con el tiempo, fundamentales en su función fisiológica [5]. Por otro lado, los hidrogeles son estructuras tridimensionales que retienen agua y desempeñan un papel esencial en aplicaciones biomédicas al replicar el entorno biológico, siendo especialmente útiles en liberación controlada de fármacos y cultivo celular [27]. Estas características viscoelásticas y la capacidad de retención de agua son cruciales para comprender y aplicar estos materiales en la investigación y la ingeniería de tejidos [4].

La caracterización mecánica implica la evaluación de las propiedades de deformación, resistencia y respuesta al estrés de los materiales. En el contexto de tejidos biológicos e hidrogeles, esto es fundamental para comprender su comportamiento en aplicaciones como implantes médicos, prótesis e ingeniería de tejidos [28]. La caracterización puede realizarse a diferentes escalas; desde la macroescala, con ensayos comunes de tracción; hasta la nanoescala, con difracción de rayos X, espectroscopia Raman, entre otros [5]. Similarmente, para comprender completamente cómo los tejidos y los hidrogeles responden a fuerzas y tensiones en la escala microscópica, es necesario utilizar técnicas de caracterización de alta resolución [5].

Existen diversas pruebas para caracterizar los tejidos blandos, y entre las más frecuentemente utilizadas destacan los ensayos de tracción y compresión, que, al estirar y comprimir un material, respectivamente, permiten evaluar sus propiedades de esfuerzo y deformación. Otras técnicas comunes son [2], [6]:

- La indentación: que emplea un indentador para penetrar la superficie de un material y medir su respuesta de deformación.
- La microscopía de fuerza atómica (AFM): que posibilita la medición de la rigidez al introducir una deformación mediante un microcantiléver.
- La velocidad de onda de pulso (PWV): una prueba utilizada principalmente para evaluar la rigidez de los vasos sanguíneos.

- La miografía de presión (PM): que se emplea para medir las propiedades elásticas de las paredes arteriales.
- La prueba de aspiración con pipeta (PA): que se usa para evaluar la elasticidad en membranas celulares y tejidos blandos.
- La elastografía: una técnica de obtención de imágenes que cartografía y muestra la rigidez de los tejidos.

También se encuentran otras técnicas de obtención de imágenes de los tejidos blandos, que junto a la AFM permiten realizar caracterizaciones en la microescala, como lo son las pinzas ópticas (OT), que corresponden a una técnica microscópica para manipular células individuales y medir su rigidez.

Existen imágenes basadas en fluorescencia, como la microscopía multifotónica y la microscopía confocal que permiten la reconstrucción tridimensional de alta resolución que proporcionan información crucial para los estudios biomecánicos celulares [29].

La OCT es una técnica que proporciona imágenes de microestructuras con resolución en profundidad, principalmente para aplicaciones médicas, ha sido ampliamente utilizada por los oftalmólogos para adquirir datos volumétricos con el fin de caracterizar la retina [21]. Se basa en un interferómetro y una fuente de banda ancha de baja coherencia temporal. Tradicionalmente, se han utilizado técnicas basadas en el procesamiento de imágenes para reconstruir datos de OCT submuestreados y, más recientemente, se ha utilizado la OCT junto con la DVC para extraer campos de desplazamiento mediante el seguimiento local de la microestructura de la muestra [30].

Los ensayos de tracción uniaxial siguen siendo los métodos más comunes para evaluar el comportamiento mecánico. Un siguiente avance en la capacidad y complejidad de este ensayo es realizar pruebas de tracción biaxial, las cuales son utilizadas ampliamente para la caracterización de biomateriales realizados en el campo e investigación mecánica, sin embargo, no han sido tan comunes en las prácticas de la ingeniería de tejidos [31].

Los ensayos biaxiales consisten en estirar un material en dos direcciones perpendiculares simultáneamente. A pesar de que esta prueba no permite caracterizar de forma completa el comportamiento mecánico, si posibilita investigar algunas de las propiedades más importantes del

---

material, lo que a su vez se puede implementar con diferentes técnicas, como PA, Correlación digital de imágenes (DIC), entre otras, dando lugar a caracterizaciones más completas [2], [31].

Tener conjuntos de datos de caracterizaciones con ensayos biaxiales ofrece la posibilidad de modelar leyes constitutivas avanzadas para predecir el comportamiento en un estado de tensión multiaxial, lo que lleva a cálculos más fiables. Así mismo, los ensayos biaxiales se han usado ampliamente para conocer propiedades de tejido arterial y aórtico, sano o patológico y en diferentes ubicaciones [32].

En diferentes investigaciones, se han desarrollado sistemas que permiten llevar a cabo ensayos biaxiales con la capacidad de controlar tanto el desplazamiento como la carga, estos a su vez han incorporado la técnica óptica DIC para análisis de deformaciones; brindando caracterizaciones más completas de los materiales. Además, el alcance y la aplicación de estos ensayos para evaluar las propiedades mecánicas depende de los equipos utilizados, por ejemplo, en un estudio utilizaron etapas lineales motorizadas capaces de lograr desplazamientos de 50 mm junto con celdas de carga con capacidad de 8.9 N [19], ya que buscaban evaluar muestras pequeñas. En otro estudio similar, emplearon etapas lineales motorizadas con rango de movimiento de 100 mm, junto con celdas de carga de 10 lbf y 100 lbf [31], lo que permitió evaluar muestras grandes y producir deformaciones grandes.

Estos sistemas ofrecen la flexibilidad de llevar a cabo protocolos de prueba adaptados a la forma en que se desee caracterizar el material. Entre los protocolos más frecuentes se incluyen [31]:

- Carga cíclica: la carga cíclica implica someter especímenes de tejido blando a cargas repetitivas para obtener una curva de tensión-deformación repetible y tratar el material como pseudoelástico. Esto es útil para estudiar el comportamiento del tejido de manera repetible.
- Sensibilidad a la velocidad de deformación uniaxial, relajación de tensión y fluencia: la relajación de tensión y la fluencia son dos protocolos estándar utilizados para describir el comportamiento de materiales viscoelásticos. Estos protocolos permiten estudiar las propiedades viscoelásticas de los tejidos blandos.

- Biaxial general: además de los protocolos equibiaxiales, se realizan protocolos biaxiales proporcionales y no proporcionales, especialmente para estudiar la anisotropía del material. Esto implica la capacidad de realizar pruebas en múltiples direcciones para comprender las propiedades mecánicas de los tejidos.

Apoyarse de guías para la creación de este tipo de sistemas resulta fundamental para obtener productos que cumplan los requerimientos establecidos, siendo la teoría de ingeniería de sistemas y la guía VDI 2206 ampliamente usadas para el diseño de sistemas mecatrónicos [33].

La ingeniería de sistemas se enfoca en el sistema como un conjunto integral, definido como una disposición interconectada de elementos. El diseño e integración de sistemas son aspectos fundamentales de esta disciplina, dando lugar a un sistema de sistemas, el cual integra las capacidades individuales para crear una capacidad nueva o ampliada. Además, las salidas puntuales de los sistemas no describen completamente el sistema de sistemas, debido a que su integración contribuye a la funcionalidad deseada, que puede ser más extensa, novedosa o incluso más compacta, según los diferentes sistemas que lo componen [18].

La guía VDI 2206, es un modelo de procedimiento flexible para el diseño de sistemas mecatrónicos. Establece la necesidad de definir las diferentes tareas requeridas para el cumplimiento de la aplicación de interés, cada una de estas tareas se ejecuta en un macrociclo de acuerdo con el modelo V (ver Fig. 1), cuyos resultados son implementados en otra tarea y así sucesivamente hasta obtener el sistema deseado [17], [33], [34]. De acuerdo con esto, cada tarea tiene diferentes fases, donde se establecen los requerimientos, el diseño conceptual del sistema, diseño detallado, integración, verificación y validación del sistema [34], [35].

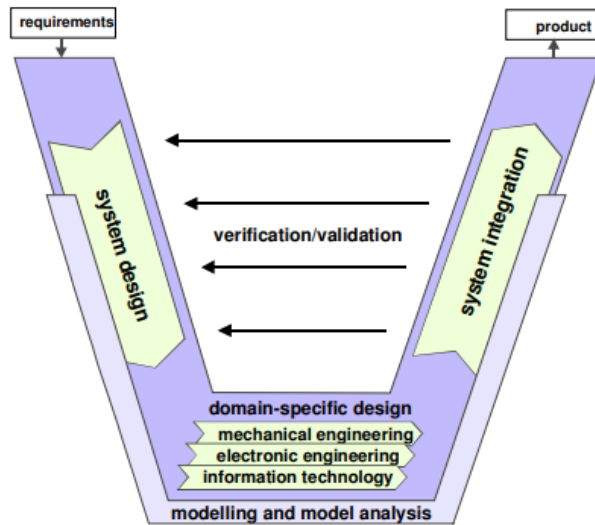


Fig. 1. Modelo V de un macrociclo [34].

Cuando se realiza el diseño de un producto, es común implementar técnicas para la eficiencia y confiabilidad, entre estas técnicas se encuentra el realizar diseños de experimentos (DoE) con la metodología Taguchi. Esta metodología, se sustenta en su capacidad para proporcionar robustez, confiabilidad y optimización con un número reducido de corridas experimentales. Este enfoque permite obtener datos valiosos al explorar diferentes configuraciones y niveles para los factores implicados en la salida del sistema que se está evaluando, permitiendo estimar los efectos de los factores, cuantificar la influencia que tienen en la salida del sistema, evaluar interacciones entre los factores y encontrar un modelo de predicción del experimento [36].

Para realizar ensayos biaxiales se requieren sistemas que permitan el movimiento lineal y la medición de fuerza, para esto se puede hacer uso de etapas lineales motorizadas y celdas de carga. Una etapa lineal motorizada es un dispositivo mecánico capaz de realizar un movimiento lineal preciso que es controlado por un motor, normalmente se aprovechan de un carro lineal, un tornillo sin fin y un preciso motor paso a paso o servo [37]. Por otra parte, las celdas de carga son dispositivos mecánicos utilizados para medir una fuerza, funcionan convirtiendo la deformación en un material con propiedades conocidas en una fuerza, esto se debe a que la deformación produce un cambio en la resistencia del material que puede ser medida mediante una variación de voltaje. Con una buena calibración de las propiedades del material, una celda de carga puede obtener una lectura muy precisa de la fuerza [38].

Existen diversas etapas lineales motorizadas y celdas de carga disponibles en el mercado, en general su funcionalidad se logra gracias a las API (Interfaz de Programación de Aplicaciones) proporcionadas por los fabricantes de estos equipos. Las API son las clases, métodos y campos proporcionados por los diseñadores de la biblioteca para realizar la comunicación entre ordenadores, sistemas o incluso lenguajes de programación [39].

De igual manera, para estos dispositivos algunas compañías proporcionan los archivos DLL, que son Bibliotecas de Enlaces Dinámicos, es una herramienta o un pequeño programa integrado en Windows que puede ser utilizado por programas más grandes. Esto lo utilizan varios desarrolladores para mejorar la eficiencia, el uso de memoria y el espacio en disco, ya que ya está implementado en el sistema operativo. Estas dependencias pueden mejorar el programa al proporcionar un acceso más rápido a ciertos recursos [40].

## V. METODOLOGÍA

Para alcanzar los objetivos del proyecto, se definió un flujo de trabajo mostrado en la Fig. 2, todas las actividades involucradas se describen a continuación:

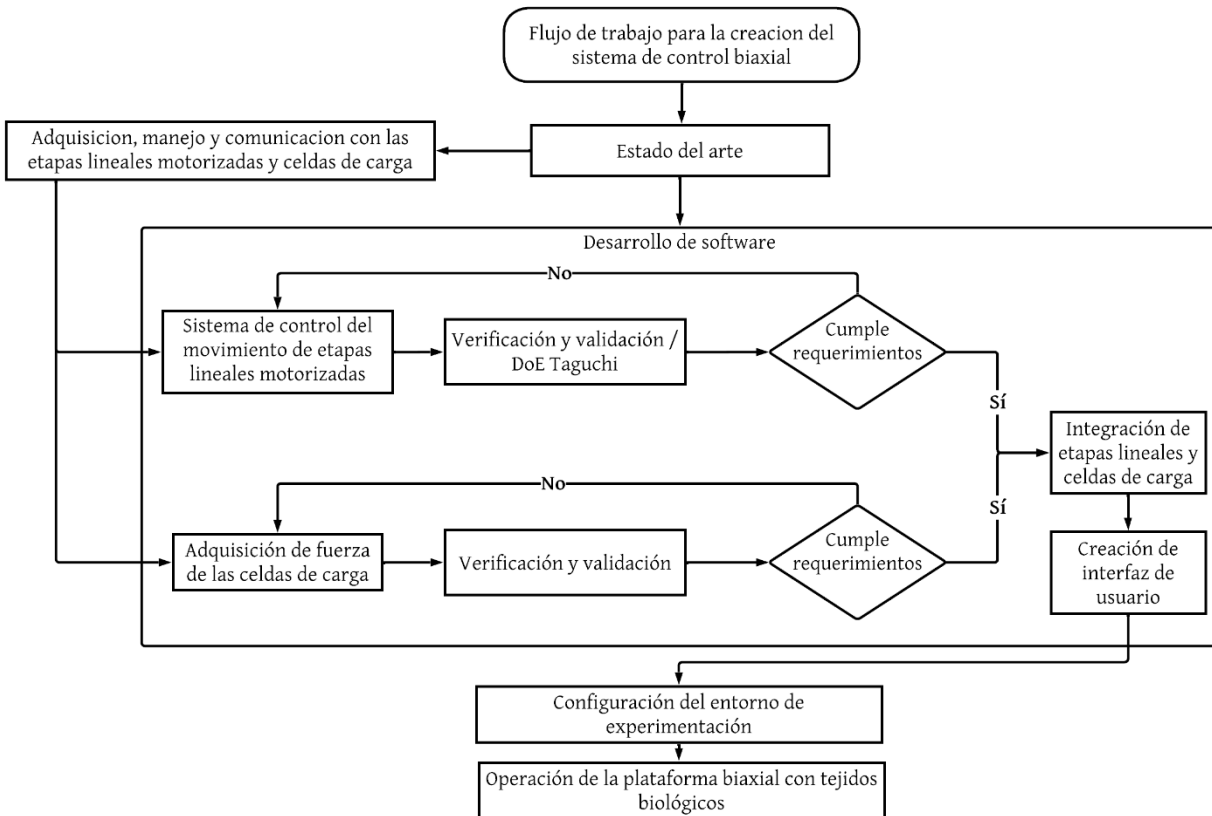


Fig. 2. Flujo de trabajo realizado para el desarrollo del sistema de control de la plataforma biaxial.

### A. Manejo de los equipos para el control de la plataforma biaxial

Para llevar a cabo el control del desplazamiento de tejidos biológicos e hidrogeles y obtener mediciones precisas de la fuerza o carga involucrada en este proceso, el laboratorio (STBio) donde se desarrolló el proyecto proporcionó etapas lineales motorizadas y celdas de carga adecuadas para trabajar en la escala microscópica.

Se utilizaron las etapas lineales motorizadas MTS25-Z8 de Thorlabs, cuyas especificaciones incluyen un rango de desplazamiento máximo de 25 mm, movimiento incremental mínimo de 0.05  $\mu\text{m}$ , repetibilidad bidireccional de 1.6  $\mu\text{m}$ , precisión absoluta en el eje de 145  $\mu\text{m}$ , velocidad máxima de 2.4 mm/s y capacidad de carga durante el movimiento de 12 kg.



Por otra parte, las celdas de carga empleadas fueron el modelo LSB210 de FUTEK, cuyas especificaciones incluyeron una capacidad de carga máxima de 2 lb, diseño apto para operar en condiciones de inmersión y resistente a los medios utilizados en el mantenimiento de tejidos y células, una alta resolución de 32 bits para la captura de datos y la capacidad de minimizar la influencia del ruido en las mediciones de fuerza.

La metodología de manejo de equipos se enfocó en la adquisición y estudio de los manuales de usuario para comprender las especificaciones técnicas, el funcionamiento y los procedimientos de instalación. Se implementaron protocolos de seguridad y precauciones para garantizar un manejo seguro, siguiendo las pautas proporcionadas en los manuales. Además, se llevó a cabo la configuración y comunicación con los equipos, asegurando su correcto funcionamiento.

### *B. Desarrollo del software*

Con el fin de tener un buen desempeño del sistema de control que permite la caracterización mecánica de tejidos biológicos e hidrogeles, se aplicó la teoría de ingeniería de sistemas para abordar de manera estructurada el diseño e integración de los sistemas necesarios en el presente proyecto, facilitando el trabajo en conjunto de las etapas lineales motorizadas y celdas de carga.

Así mismo, la guía VDI 2206 usada para el diseño de sistemas mecatrónicos, fue implementada en los diferentes sistemas definidos, se llevaron a cabo varios macrociclos en forma de V (ver Fig. 1), iterando resultados hasta alcanzar el sistema deseado. Adicionalmente, se eligió Python como el lenguaje de programación para el desarrollo del software, por su versatilidad, amplia comunidad, además de ser sencillo y extensible. A continuación, se definen los sistemas realizados:

#### *1) Sistema de control del movimiento de etapas lineales motorizadas*

*a) Movimiento de una etapa linear motorizada:* se desarrolló un código que permitió la conexión, desconexión, configuración y el control del movimiento de un equipo, según la velocidad y posición deseada, además de adquirir la información de la posición de la etapa lineal en el tiempo.

Para realizar esto, fue necesario revisar la documentación de las librerías de programación de las etapas lineales motorizadas y aprender a establecer la comunicación mediante código con dichos equipos. El fabricante proporcionó tanto la API como archivos DLL para el manejo personalizado de los equipos.

En el entorno de Python, se procedió a cargar los archivos DLL, permitiendo así acceder a la API y aprovechar toda la funcionalidad de las etapas lineales. La API detallaba operaciones clave, como conectar, configurar, mover y desconectar los equipos, facilitando su implementación y proporcionando un control efectivo sobre las etapas lineales.

Tras desarrollar el código para el movimiento de una etapa lineal motorizada, se realizó un proceso de verificación y validación. Este procedimiento tenía como objetivo parametrizar y comprender el comportamiento de las etapas lineales motorizadas. Se buscó confirmar que una etapa lineal alcanzara las posiciones deseadas a la velocidad establecida, utilizando la adquisición de la posición enviada por el controlador de esta.

Dado que el movimiento deseado para una etapa lineal motorizada depende críticamente de la velocidad y posición, para parametrizar el movimiento de la etapa lineal con el código creado, se eligió realizar un diseño de experimentos usando el método Taguchi.

Para tener confianza en los experimentos realizados con el diseño de experimentos, se calculó el tamaño de muestra necesario. Esto asegura una representación mínima y estadísticamente significativa de las salidas a evaluar, permitiendo confiar en los resultados obtenidos bajo diversas configuraciones de la matriz Taguchi. El tamaño de muestra se determinó con la ecuación (1) [41].

$$N = \left( \frac{Z \cdot sd}{error} \right)^2 \quad (1)$$

Donde  $N$  es el tamaño de muestra,  $Z$  el valor crítico para un intervalo de confianza deseado,  $sd$  es la desviación estándar y el  $error$  es la amplitud del intervalo de confianza dentro del cual debe caer la media, con la tasa de error deseada [41].

El tamaño de muestra se determinó evaluando datos de posiciones obtenidas durante 20 experimentos con una etapa lineal motorizada. Se configuró el movimiento y adquisición de datos de la siguiente manera: posición final de 18.75 mm, velocidad 1 mm/s y frecuencia de muestreo 100 Hz. Los experimentos se ejecutaron bajo las mismas condiciones realizando el encendido y apagado de la etapa lineal y la computadora y controlando el movimiento con un script de Python.

Se obtuvo la misma cantidad de datos (posiciones registradas) en todos los experimentos. Se aplicó la ecuación (1) a esta cantidad de datos de los 20 experimentos, permitiendo la comparación de posiciones obtenidas en un mismo conjunto, se evaluó normalidad de los datos obtenidos y se consideró un intervalo de confianza del 95%.

El primer diseño de experimentos se realizó con cada una de las nueve configuraciones mostradas en la TABLA I, la cual corresponde al arreglo ortogonal de Taguchi  $L_9$ , que permite evaluar hasta cuatro factores de tres niveles, sin embargo, solo se evaluaron tres factores: velocidad, posición y frecuencia, cuyos valores fueron seleccionados teniendo en cuenta el intervalo operacional permitido del equipo y la capacidad de ajustar la frecuencia de muestreo con el código creado.

TABLA I  
ARREGLO ORTOGONAL DE TAGUCHI PARA EL PRIMER DISEÑO DE EXPERIMENTOS

Velocidad (mm/s)	Posición (mm)	Frecuencia (Hz)
0.01	0.25	10
0.01	6.25	50
0.01	12.5	100
1	0.25	50
1	6.25	100
1	12.5	10
2	0.25	100
2	6.25	10
2	12.5	50

Cada configuración se repitió  $N$  veces con el código creado y bajo las mismas condiciones. Para evaluar los resultados, se empleó el Error Porcentual Absoluto Medio o MAPE (por sus siglas en inglés) para medir el error relativo entre las posiciones obtenidas y teóricas de cada configuración. El MAPE ha sido usado como medida de precisión en valores de series de tiempo ajustados en estadística [42]. La ecuación (2) se aplicó en cada experimento mediante Python,

donde  $n$  representa el número total de datos obtenidos,  $Y_p$  es el valor medido u obtenido, y  $Y_r$  es el valor real o teórico [43].

$$MAPE = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \left| \frac{Y_p - Y_r}{Y_r} \right| \quad (2)$$

A través de Minitab, se analizaron los resultados del DoE con Taguchi, evaluando normalidad y generando gráficos de efectos principales: promedios, desviaciones estándar y relaciones señal-ruido. Se eligió la función de pérdida "cuanto más pequeño, mejor" para las relaciones señal-ruido, porque idealmente se quiere un MAPE cercano a cero. Además, se calculó el factor de influencia de los resultados.

Teniendo en cuenta los resultados obtenidos por el primer DoE, se realizó un segundo DoE realizando las 9 configuraciones mostradas en la TABLA II. Se incluyó la tasa de sondeo (frecuencia de actualización del estado de la etapa lineal) y se modificó la zona de trabajo, donde los niveles de la velocidad (entre 0.01 y 0.5 mm/s) y la frecuencia de muestreo (alrededor de 100 Hz) se basaron en la revisión bibliográfica de estudios donde realizaron ensayos de tensión uniaxiales o biaxiales para realizar caracterizaciones mecánicas en la microescala de tejidos biológicos [20], [31], [44]- [46] e hidrogeles [47]-[51], para una parametrización acertada a la aplicación de interés. La elección de los niveles de la posición y la tasa de sondeo se basó en las limitaciones del equipo. La evaluación de los resultados de este DoE se realizó igual que el primero.

TABLA II  
ARREGLO ORTOGONAL DE TAGUCHI PARA EL SEGUNDO DISEÑO DE EXPERIMENTOS

Velocidad (mm/s)	Posición (mm)	Tasa de sondeo (ms)	Frecuencia (Hz)
0.01	0.25	1	75
0.01	6.25	4	100
0.01	12.5	7	125
0.25	0.25	4	125
0.25	6.25	7	75
0.25	12.5	1	100
0.5	0.25	7	100
0.5	6.25	1	125
0.5	12.5	4	75

*b) Movimiento uniaxial:* se realizó el control sincrónico de dos etapas lineales motorizadas, permitiendo definir diferentes condiciones de desplazamiento y adquirir la posición en el tiempo de dos etapas en simultáneo.

Desarrollado el código para el movimiento uniaxial, se ejecutó un tercer DoE, tomando en cuenta los resultados del segundo DoE. Se utilizó nuevamente el arreglo de Taguchi de la TABLA II, manteniendo constante la tasa de sondeo en 1 ms y la frecuencia de muestreo en 100 Hz. La evaluación de los resultados siguió un proceso similar al del primer diseño, con la diferencia de que ahora se obtuvieron datos correspondientes al movimiento de dos etapas lineales motorizadas en lugar de una.

A pesar de la búsqueda de la sincronización, se consideraron posibles retrasos, por esta razón, se evaluaron los desfases temporales y espaciales entre los datos registrados de las dos etapas lineales en movimiento. Esta metodología permitió contrastar cómo se comportan las dos etapas lineales en conjunto bajo distintas configuraciones, proporcionando información de interés para el análisis y control del movimiento.

*c) Movimiento biaxial:* se llevó a cabo la sincronización del movimiento de cuatro etapas lineales; el sistema permitió definir diferentes condiciones de desplazamiento y obtener datos de posición y tiempo. El movimiento biaxial se ejecutó con el mismo código del movimiento uniaxial, y no se realizó un nuevo diseño de experimentos a raíz de las decisiones tomadas en función de los resultados obtenidos en el movimiento uniaxial.

Después de validar las tareas que permiten el control de las etapas lineales, se desarrollaron nuevos códigos para gestionar el movimiento, ideales para protocolos de prueba en caracterizaciones mecánicas. Se implementó un código para realizar histéresis, moviendo las etapas lineales a una posición deseada y regresando cíclicamente a la posición inicial, este código ofrece la flexibilidad de ajustar la velocidad, posición y ciclos según las necesidades.

Además, se diseñó un código para llevar a cabo esfuerzo y relajación, efectuando desplazamientos deseados y deteniendo el movimiento durante intervalos de tiempo definidos. Este proceso se repite, aumentando progresivamente el desplazamiento en cada ciclo. La variación del

---

desplazamiento, tiempo de espera y número de ciclos puede adaptarse para cumplir con requisitos específicos, brindando versatilidad en pruebas mecánicas.

### *2) Adquisición de información de celdas de carga*

Se desarrolló un código que permitió obtener el sistema de control para una celda de carga (para la configuración uniaxial) y dos celdas de carga (para la configuración biaxial). Este sistema abarca la configuración inicial de las celdas de carga, permitiendo su conexión, desconexión y la adquisición de información para capturar datos de fuerza.

Para adquirir la fuerza, se incorporaron los archivos DLL proporcionados por los fabricantes al código de Python. La documentación facilitó la conexión y adquisición de datos de fuerza en el tiempo. El código creado también realiza un post-procesamiento de datos que posibilita obtener valores máximos y mínimos, así como la conversión a diversas unidades de fuerza.

La verificación y validación del sistema se enfocaron en garantizar la precisión de los resultados, especialmente al modificar los valores máximos y mínimos en el tiempo y al cambiar unidades. Es relevante destacar que el valor de lectura no fue sometido a una validación adicional rigurosa, ya que las celdas de carga contaban con calibración y ajuste certificados por el proveedor, únicamente se comprobó que la fuerza capturada por medio del código fuera igual a la capturada por el software de manejo suministrado. Siguiendo las indicaciones del fabricante, se aseguró su correcto uso y lectura. Finalmente, se identificaron limitaciones inherentes a este sistema.

### *3) Integración de etapas lineales y celdas de carga*

Se realizó la integración efectiva entre el código de comunicación con las etapas lineales motorizadas y el código para adquirir datos de las celdas de carga, para obtener un control biaxial. El código creado permitió realizar el movimiento de las cuatro etapas lineales motorizadas y obtener la información de posición y fuerza de manera simultánea.

#### *4) Creación de interfaz de usuario*

Se desarrolló una interfaz de usuario sencilla e intuitiva para facilitar la interacción de los usuarios con el sistema de control para realizar caracterizaciones mecánicas. La interfaz se diseñó con funcionalidades clave: detectar, establecer la conexión y desconectar con los equipos conectados, controlar el movimiento personalizado por el usuario de las etapas lineales y obtener datos de posición y fuerza durante el movimiento.

#### *C. Configuración del entorno de experimentación*

En esta fase, se comenzó con el diseño e impresión de las piezas CAD necesarias para el acoplamiento de las celdas de carga con las etapas lineales motorizadas. Estas etapas lineales y las celdas de carga forman la plataforma biaxial, y se siguieron las pautas de los fabricantes para asegurar el correcto ensamblaje. Además, se garantizó el óptimo y seguro funcionamiento del hardware, incluida la infraestructura de red.

Posteriormente, se procedió al montaje físico de la plataforma, donde las piezas CAD diseñadas previamente facilitaron el acoplamiento de las celdas de carga con las etapas lineales. Asimismo, se aseguraron las etapas lineales a una mesa para prevenir movimientos no deseados durante las pruebas. El objetivo de esta fase fue establecer un entorno experimental que brindara estabilidad al sistema durante la ejecución de diversos movimientos y ensayos.

#### *D. Operación del sistema de control en la plataforma biaxial para la caracterización mecánica en tejidos biológicos*

En esta etapa, se puso en funcionamiento el sistema de control, primero se llevaron a cabo pruebas iniciales para validar el desempeño general del sistema, esto incluyó verificar que en el software creado todas las funciones de control de movimiento y adquisición de datos operaran y funcionaran según lo esperado. Durante este proceso, se detectaron posibles errores, lo que permitió realizar diversas correcciones para optimizar y perfeccionar el funcionamiento del sistema, evaluando la operación del sistema con elastómeros (cauchos).

Una vez confirmado el correcto funcionamiento del sistema, se procedió a la operación real con tejidos biológicos. Se realizaron ensayos de tensión con diferentes movimientos, ejecutando protocolos variados gracias a la interfaz diseñada, considerando velocidad y desplazamiento, permitiendo una evaluación de la utilidad del sistema para la caracterización mecánica, obteniendo información en el tiempo de posición y fuerza.

Por último, se realizó la documentación completa del código elaborado para la creación del software, el cual fue cargado al repositorio del laboratorio donde se desarrolló el proyecto, facilitando futuras modificaciones, mejoras y su integración con otros proyectos en desarrollo.



---

## VI. RESULTADOS

### *A. Sistema de control del movimiento de etapas lineales motorizadas*

Habiendo realizado los experimentos para encontrar el tamaño de muestra mínimo, se encontró que este debía ser de  $N = 5$ , por tanto, este fue el número de veces que se repitieron las configuraciones de los DoE realizados. Donde el primer y segundo DoE correspondió al movimiento de una sola etapa lineal motorizada, y el tercero al movimiento sincronizado de dos etapas lineales motorizadas.

#### *1) Primer diseño de experimentos*

Tras realizar el primer DoE, se obtuvieron 45 resultados de MAPE entre la posición obtenida y la posición teórica o esperada. En principio se evaluó normalidad de los promedios de las configuraciones de los datos obtenidos, encontrando normalidad con un valor p de 0.759 con la prueba de normalidad de Anderson-Darling en Minitab.

La Fig. 3 muestra los efectos principales para las medias de los datos. Se observa que los MAPEs obtenidos de la posición no superan valores mayores al 5% para todos los experimentos, mostrando que a pesar de que la respuesta ante un cambio en la velocidad no tiene un comportamiento lineal, a mayor velocidad mayor MAPE; la posición tampoco presenta un comportamiento lineal y muestra que al alcanzar mayores posiciones se tiene mayor error. Por otro lado, la frecuencia tiene un comportamiento lineal donde a mayor frecuencia mayor MAPE. De estos resultados se tiene que el factor que más afecta las respuestas es la velocidad ya que entre cambios de los niveles es el que más presenta cambios en el MAPE, mientras que la frecuencia es el que afecta de menos manera la salida.

En la Fig. 4, se muestran los efectos principales para las desviaciones estándar de los datos, donde se observa que las desviaciones son menores a 1.3%, siendo menores a los valores de las medias, mostrando que a mayor velocidad mayor desviación, a menor posición mayor desviación y a mayor frecuencia mayor desviación.

La Fig. 5 muestra las relaciones señal a ruido de los resultados obtenidos, donde al usar la función de pérdida “cuanto más pequeño, mejor”, se tiene que los niveles que minimizan el MAPE son el menor nivel de velocidad (0.01 mm/s), posición intermedia (6.25 mm) y menor frecuencia (10 Hz), los cuales son aquellos donde la relación de señal a ruido es mayor, siendo estos los niveles óptimos si se quiere obtener un menor error.

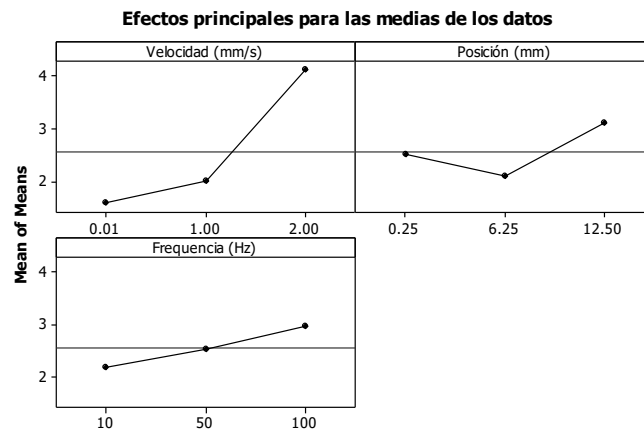


Fig. 3. Efectos principales de las medias de los MAPEs obtenidos en el primer DoE.

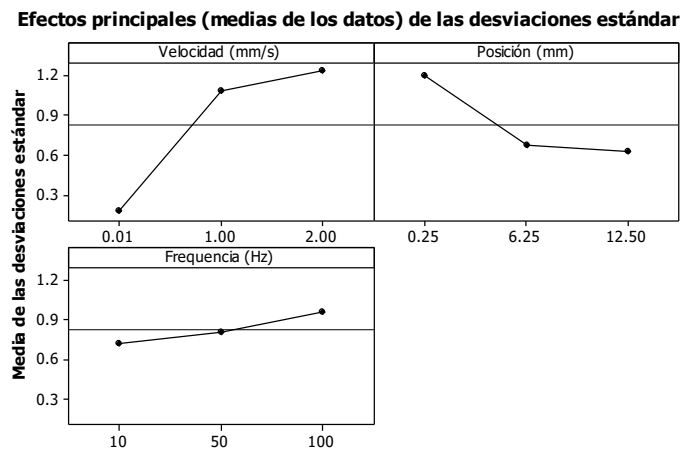


Fig. 4. Efectos principales de las desviaciones de los MAPEs obtenidos en el primer DoE.

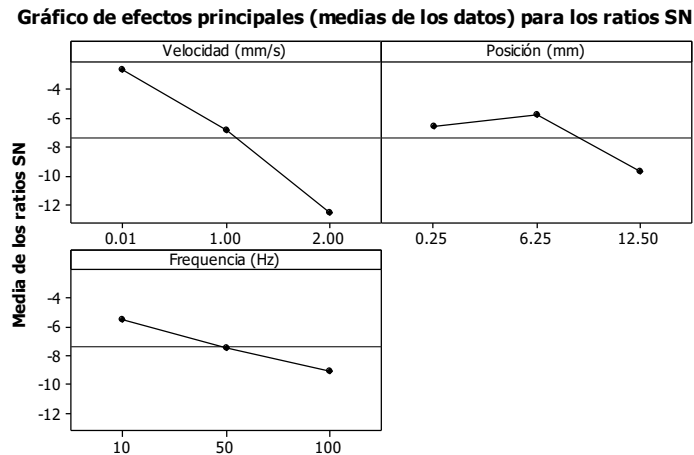


Fig. 5. Efectos de los factores en las relaciones señal a ruido para el primer DoE.

La Fig. 6 muestra el gráfico de interacciones entre los diferentes factores por los diferentes niveles en el MAPE. Se observa que entre todos los factores hay interacciones y no hay independencia o claridad de la interacción, obteniendo una interacción antisinérgica. La interacción más compleja es la existente entre posición y frecuencia. Para estas respuestas, se requiere de un análisis más detallado, que por los cambios tan pequeños en el error menores a 5%, no fueron tenidos en cuenta.

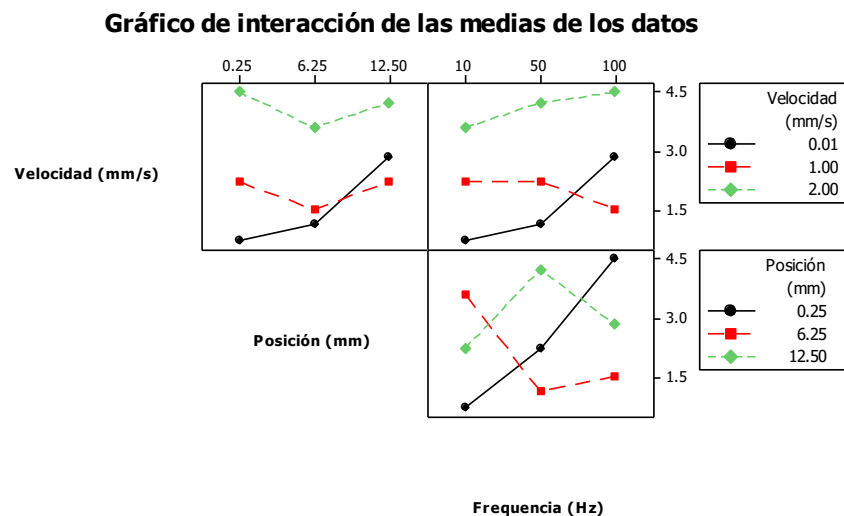


Fig. 6. Gráfico de interacciones de los factores del primer DoE.

Finalmente, se calculó el factor de influencia que tuvieron los diferentes factores en la respuesta del MAPE. La Fig. 7 muestra que la velocidad es el factor que más afecta el movimiento de la etapa lineal, seguido de la posición y la frecuencia.

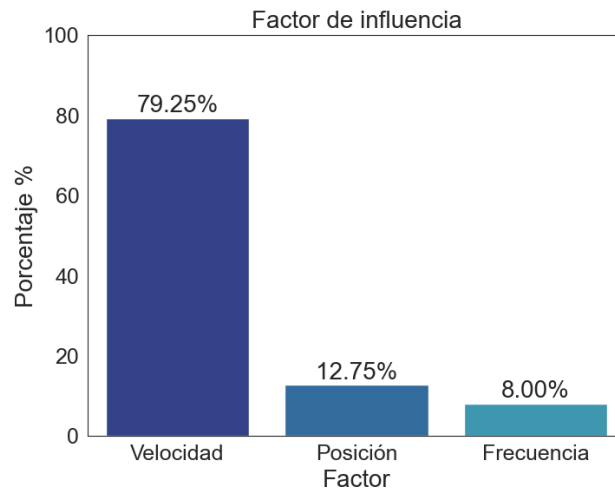


Fig. 7. Porcentajes de influencia obtenidos para el primer DoE.

La Fig. 8 muestra los 5 experimentos realizados para una de las configuraciones evaluadas, donde la velocidad de la etapa lineal fue de 2 mm/s, se desplazó 12.5 mm y se toman datos a una frecuencia de 50 Hz. Los valores obtenidos de posición muestran que hay un retraso del movimiento obtenido respecto al movimiento esperado, donde los datos de movimiento registrados para los 5 experimentos son cercanos entre sí, sin embargo, por intervalos de tiempo pequeños, se obtiene el mismo valor de posición, lo que está relacionado con la velocidad a la que el controlador de la etapa lineal envía información de la posición.

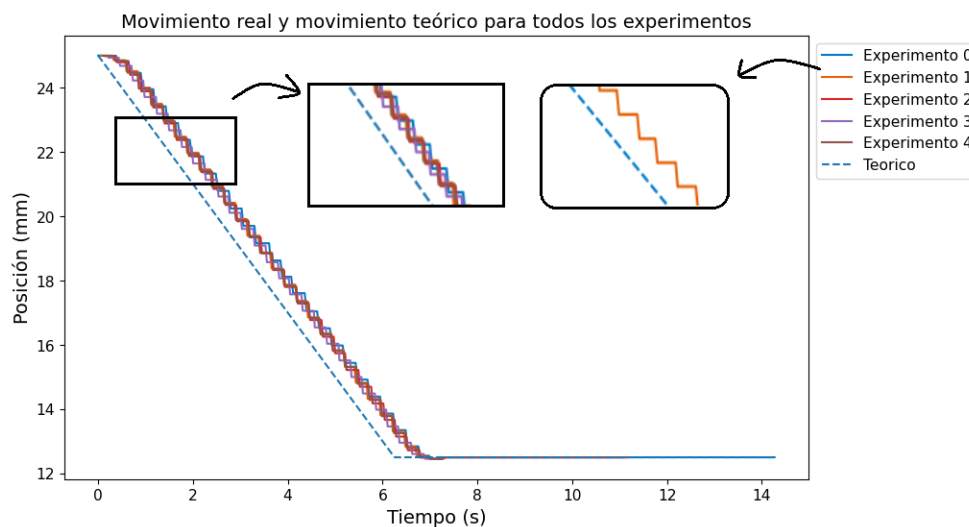


Fig. 8. Movimiento teórico y movimientos obtenidos para una de las configuraciones experimentales del primer DoE.

## 2) Segundo diseño de experimentos

Teniendo en cuenta que las posiciones obtenidas en el primer DoE no correspondían exactamente al movimiento ejecutado por la etapa lineal, se encontró que era posible modificar la tasa de sondeo del controlador para enviar información a las etapas lineales con mayor frecuencia y de esta manera obtener actualizaciones más rápidas de la posición. Por esta razón, en el segundo DoE se añadió la tasa de sondeo como factor y como se muestra en la Fig. 9 los resultados del MAPE disminuyeron obteniendo respuestas menores al 1.5% de error, mostrando este factor una mejora en los resultados obtenidos.

En un principio se evaluó normalidad de los datos de MAPE obtenidos, donde se encontró un valor p de 0.005, indicando la no normalidad, sin embargo, los datos son analizados con Taguchi asumiendo normalidad, debido a que los errores son muy bajos y que son significativos entre las mismas configuraciones, presentando desviaciones menores a 0.1% de error (ver Fig. 10).

La Fig. 9 muestra que la velocidad continúa siendo el factor que más afecta los resultados, ya que un cambio en los niveles de velocidad cambia en mayor medida el MAPE, obteniendo a menor velocidad mayor error en la posición. Por otro lado, a medida que aumenta la posición, tasa de sondeo y frecuencia de muestreo aumenta el error, siendo las respuestas de la tasa de sondeo y frecuencia con una tendencia a ser lineales.

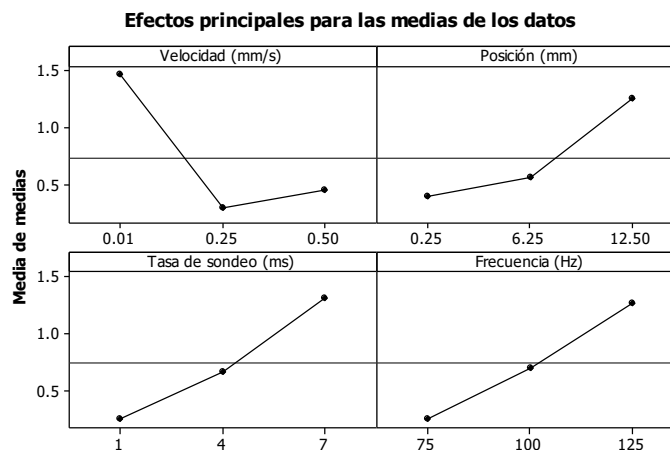


Fig. 9. Efectos principales de las medias de los MAPEs obtenidos en el segundo DoE.

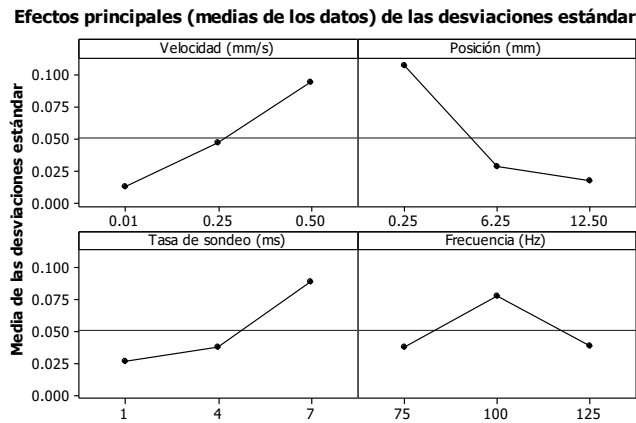


Fig. 10. Efectos principales de las desviaciones de los MAPEs obtenidos en el segundo DoE.

La Fig. 11 muestra las relaciones señal a ruido, donde se observa que a menor tasa de sondeo (menor tiempo en el que se puede enviar y obtener información de las etapas lineales) se obtienen mejores resultados, es decir, un menor MAPE. Por lo que se fijó la menor tasa de sondeo permitida como factor para el control de la etapa lineal.

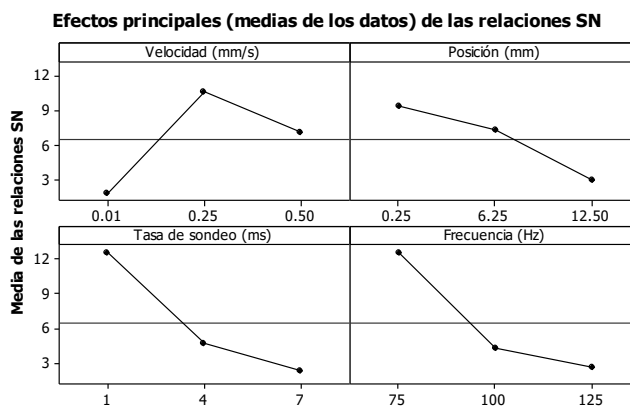


Fig. 11. Efectos de los factores en las relaciones señal a ruido para el segundo DoE.

La Fig. 12 muestra el gráfico de interacciones para los MAPEs obtenidos. Se observa que entre todos los factores hay interacciones, no hay independencia y al igual que el primer DoE, se obtienen interacciones antisinérgicas entre los diferentes factores.

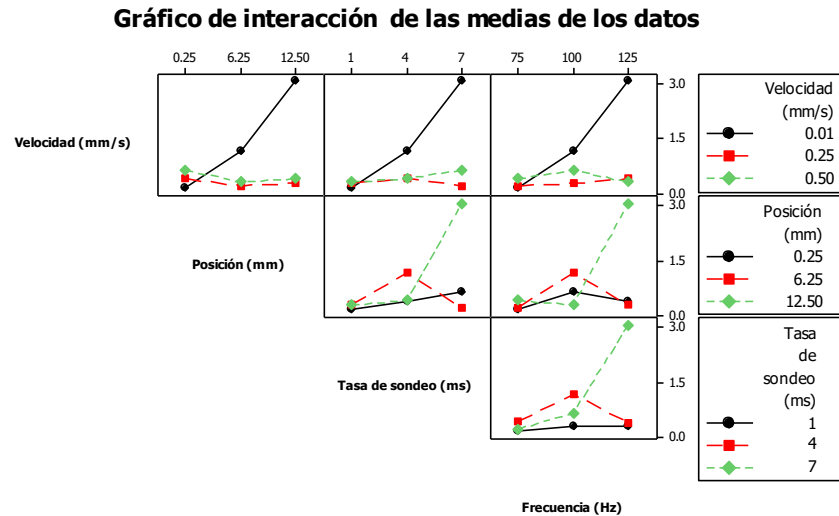


Fig. 12. Gráfico de interacciones de los factores del segundo DoE.

En la Fig. 13 se observa el cambio en el porcentaje de influencia de los diferentes factores, donde la velocidad continúa siendo el factor con mayor influencia, sin embargo, le sigue la tasa de sondeo, mostrando que tiene un gran impacto en el error obtenido de la posición.

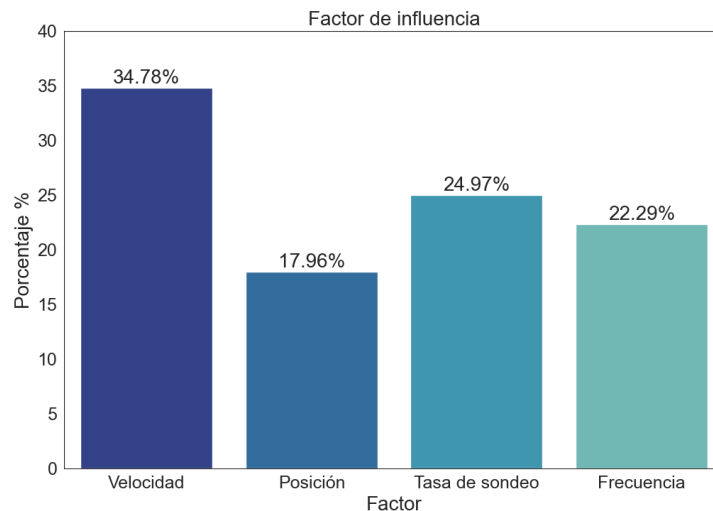


Fig. 13. Porcentajes de influencia obtenidos para el segundo DoE.

La Fig. 14 muestra los experimentos realizados para la configuración donde la velocidad fue de 0.25 mm/s, la etapa lineal se movió 12.5 mm, la tasa de sondeo fue de 1 ms, y se tomaron datos a 100 Hz. En esta grafica es posible observar que el comportamiento para los 5 experimentos

se muestra igual y que se tiene una respuesta análoga a la posición teórica, mejorando los resultados de los datos que se registran respecto al primer DoE.

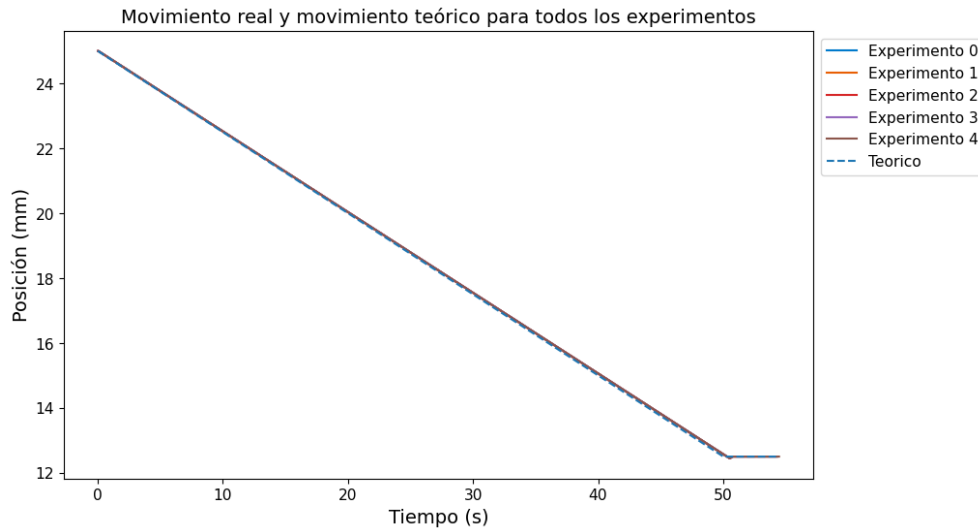


Fig. 14. Movimiento teórico y movimientos obtenidos para una de las configuraciones experimentales del segundo DoE.

### 3) Tercer diseño de experimentos

En este DoE se obtuvo un comportamiento de los resultados de MAPEs similar al segundo DoE, donde los datos no tuvieron normalidad con un valor  $p$  de 0.005, sin embargo, se realizó el análisis de los resultados del DoE con Taguchi asumiendo normalidad, esto, al tenerse errores muy bajos en todos los resultados y que de igual forma fueron representativos para cada configuración.

La Fig. 15 muestra los efectos principales para las medias de las respuestas de MAPEs para dos motores, mostrando resultados análogos al movimiento de un solo motor, donde se obtuvo para los dos motores el mismo movimiento.



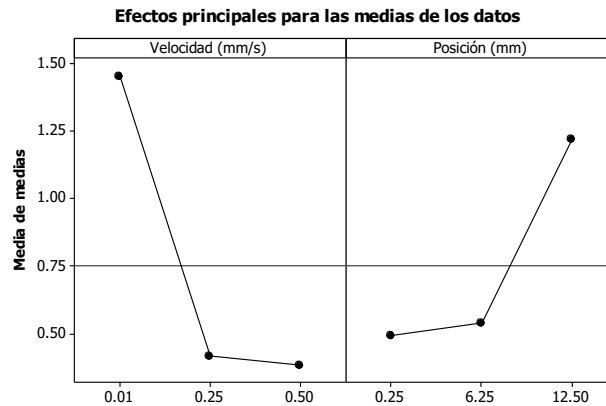


Fig. 15. Efectos principales de las medias de los MAPEs obtenidos en el tercer DoE.

En la Fig. 16 se observa que el porcentaje la velocidad continua siendo el factor con mas influencia en los resultados.

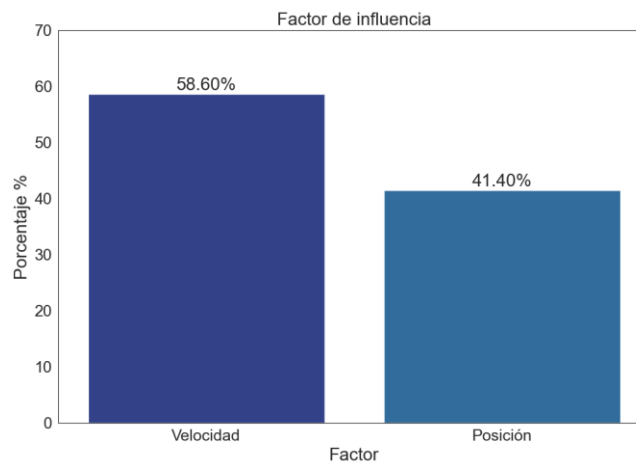


Fig. 16. Porcentajes de influencia obtenidos para el segundo DoE.

En la Fig. 17 se muestra el movimiento de un experimento configurado para que la etapa lineal tuviera una velocidad de 0.01 mm/s hasta moverse 0.25 mm, con una tasa de sondeo de 1 ms y una frecuencia de muestreo de 100 Hz. Se observa que el movimiento entre dos etapas lineales es el mismo, sin embargo, al tener una velocidad baja la posición final se alcanza un tiempo después, lo que coincide con los resultados de la Fig. 15, a menor velocidad mayor error.

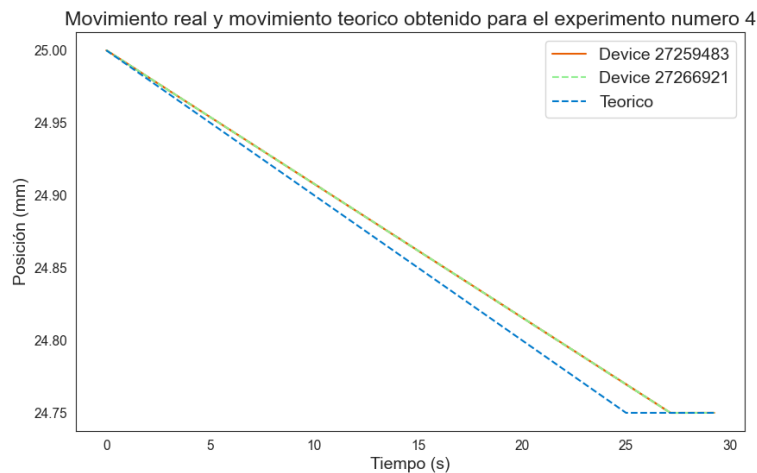


Fig. 17. Movimiento teórico y movimientos obtenidos para dos etapas lineales sincronizadas, para una configuración experimental con velocidad de 0.01 mm/s del tercer DoE.

En la Fig. 18 se muestra el movimiento de un experimento configurado para que la etapa lineal tuviera una velocidad de 0.5 mm/s hasta moverse 12.5 mm, con una tasa de sondeo de 1 ms y una frecuencia de muestreo de 100 Hz. Se observa que el movimiento entre dos etapas lineales es el mismo y que al tener una velocidad mas alta, el movimiento realizado por las dos etapas es mas cercano al valor teórico, lo que coincide con los resultados de la Fig. 15, donde se muestra que a mayor velocidad menor error.

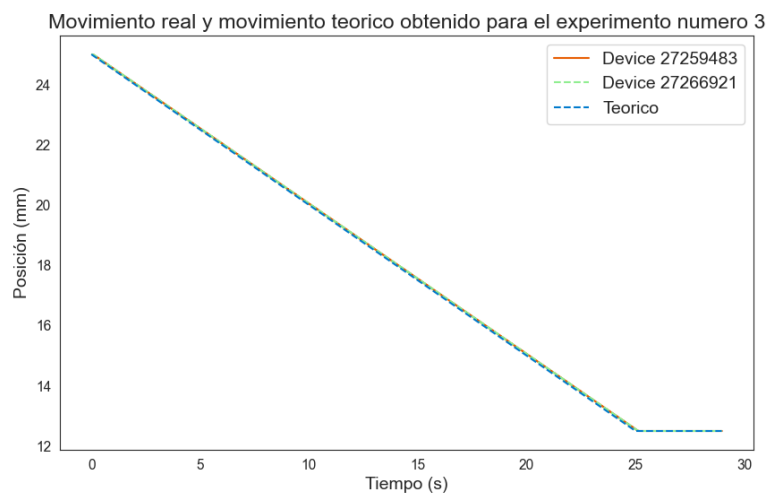


Fig. 18. Movimiento teórico y movimientos obtenidos para dos etapas lineales sincronizadas, para una configuración experimental con velocidad de 0.5 mm/s del tercer DoE.

Considerando el objetivo de lograr un movimiento sincronizado de los motores, se analizaron las diferencias espaciales, es decir, las variaciones de posición entre las etapas lineales durante todo el movimiento. Como se ilustra en la Fig. 19a, las discrepancias de posición entre las etapas son inferiores a 0.0002 mm, encontrándose la mayoría de los datos incluso por debajo de 0.0001 mm. Estos resultados indican diferencias de posición mínimas durante los movimientos de dos etapas lineales realizados en 45 experimentos.

Posteriormente, al evaluar los desfases temporales, es decir, el tiempo que tarda una etapa lineal en iniciar el movimiento respecto a la otra, la Fig. 19b muestra que las diferencias temporales son menores a 0.02 segundos, con la mayoría de los datos por debajo de 0.01 segundos. Estos resultados revelan que, a pesar de registrarse ciertos retrasos, estos son muy reducidos, indicando una efectiva sincronización gracias al código desarrollado.

En vista de estos resultados, se tomó la decisión de no llevar a cabo otro diseño de experimentos para el movimiento biaxial, ya que el movimiento de las cuatro etapas lineales fue el mismo, por lo tanto, los resultados serían análogos a los obtenidos en el segundo y tercer DoE.

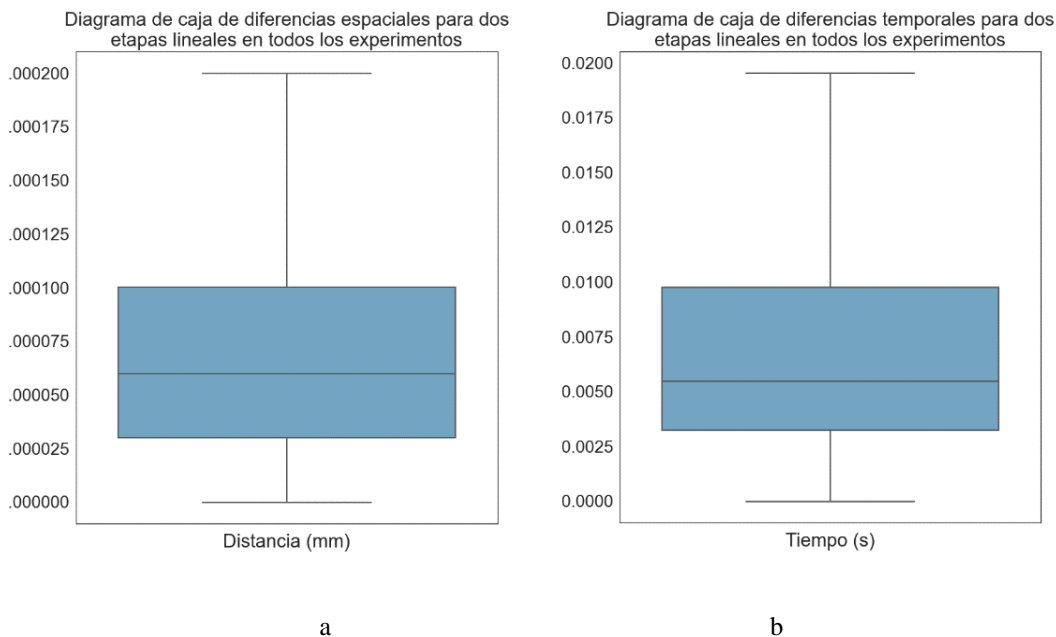


Fig. 19. Diferencias de posición (a) y tiempo (b) de los datos obtenidos durante el movimiento de dos etapas lineales para todos los experimentos del tercer DoE.

---

### *B. Interfaz de Usuario*

Tras integrar el código diseñado para el movimiento de las etapas lineales y la adquisición de datos de posición y fuerza de las celdas de carga, se creó una interfaz de usuario que facilita el control del sistema.

La Fig. 20 se muestra la interfaz de usuario creada, esta, proporciona diversas formas de controlar el movimiento. En primer lugar, facilita llevar las etapas lineales a su posición de origen (botón Home), una acción recomendada por el fabricante al encender el equipo, así mismo, ofrece la posibilidad de posicionar las etapas lineales en el cero experimental, es decir, la posición inicial deseada (botón Move). Su diseño se centró en poder llevar a cabo tres tipos de movimientos: desplazamiento normal, histéresis (para movimiento cíclico) y esfuerzo relajación. En cada caso, se brinda la flexibilidad de configurar parámetros como velocidades, posiciones, unidades de fuerza, frecuencias de toma de datos, cantidad de ciclos y tiempos de relajación, ajustándolos según los requisitos específicos de cada movimiento. La interfaz también permite a los usuarios elegir la ubicación para almacenar los datos de posición y fuerza, otorgando así un control personalizado sobre la gestión de la información generada durante el proceso.

Por seguridad en los experimentos a realizar con la interfaz, se añadió un botón de paro denominado "STOP" que permite detener el movimiento de las etapas lineales según sea necesario.

Después de completar el movimiento deseado, la interfaz presenta gráficos en tiempo real de posición vs. tiempo y fuerza vs. tiempo para cada etapa lineal y celda de carga, así como guarda un archivo de Excel con los respectivos valores de posición de cada una de las etapas lineales y los valores de fuerza, valores máximos y valores mínimos sensados por las celdas de carga durante el movimiento configurado.

En la Fig. 21 se presenta un diagrama de la funcionalidad permitida por la interfaz de usuario creada.

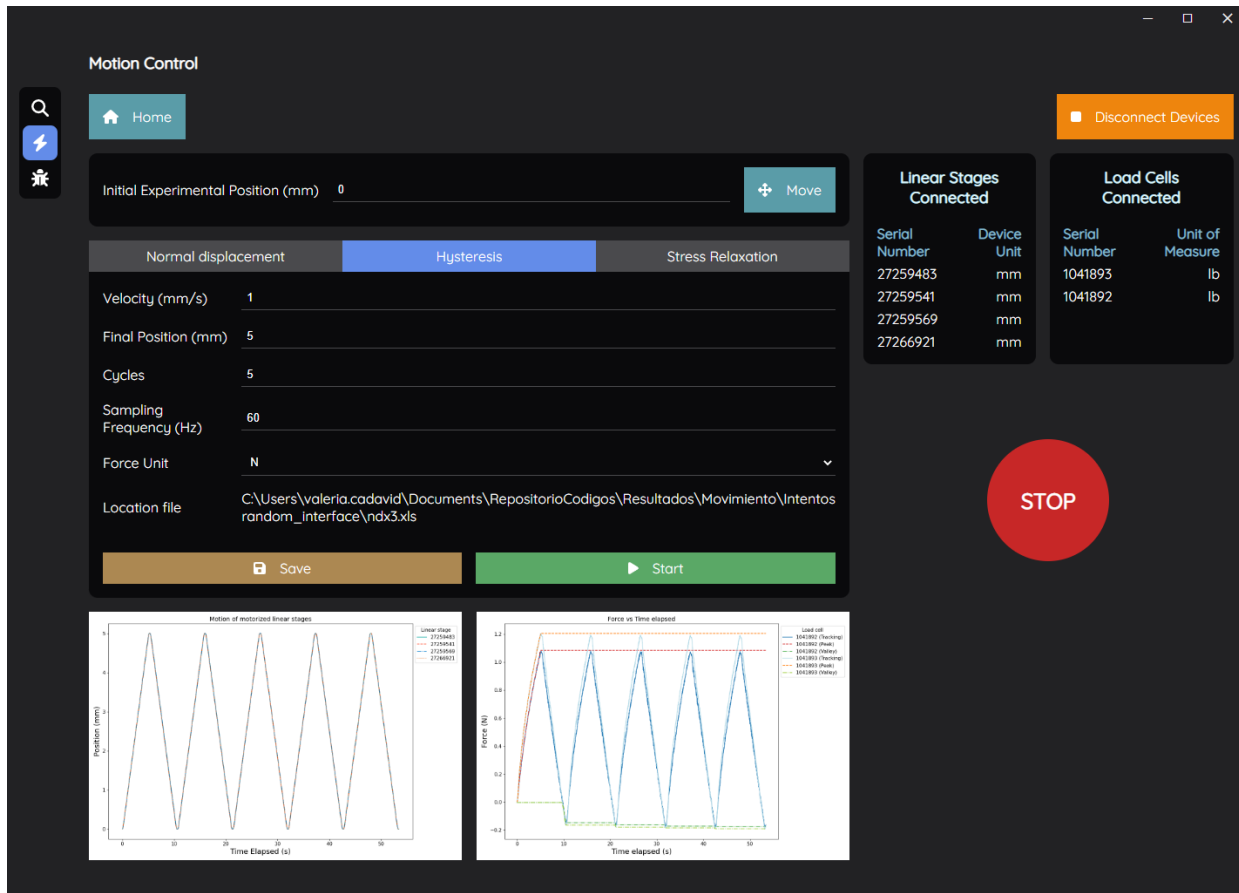


Fig. 20. Interfaz de usuario creada para el control de la plataforma biaxial.

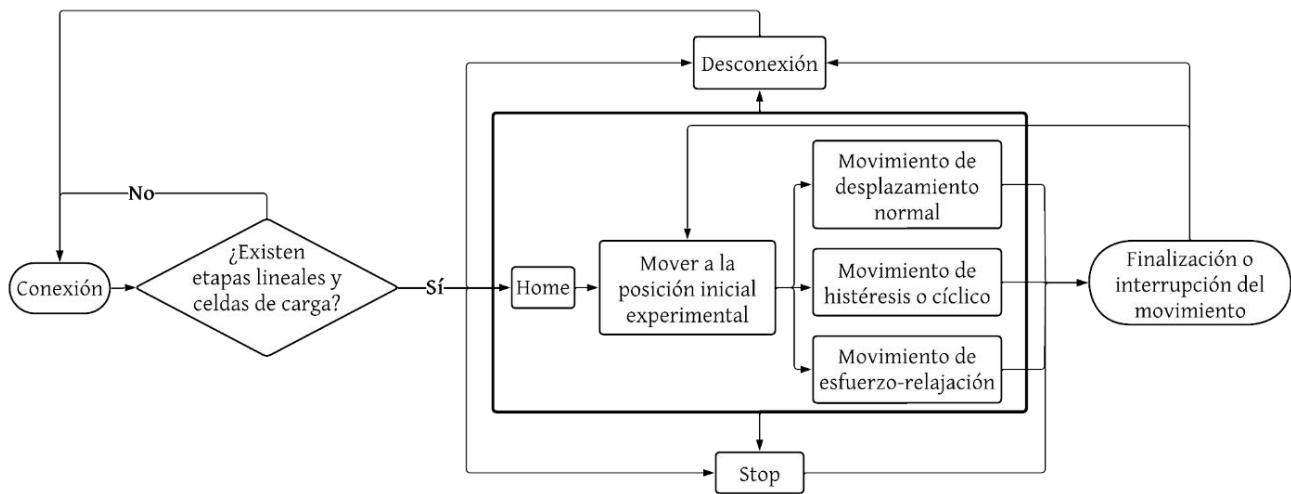


Fig. 21. Diagrama de funcionalidad de la interfaz de usuario.

### *C. Montaje experimental*

En la Fig. 22 se muestra la configuración experimental utilizada para comprobar el funcionamiento del sistema de control, donde se realiza el acoplamiento de las celdas de carga con las etapas lineales motorizadas. El centro del sistema corresponde a la zona para ubicar los elasticos o tejidos para realizar pruebas, así mismo, se incorporan dos celdas de carga, una por eje, con el fin de capturar fuerza durante el movimiento biaxial.

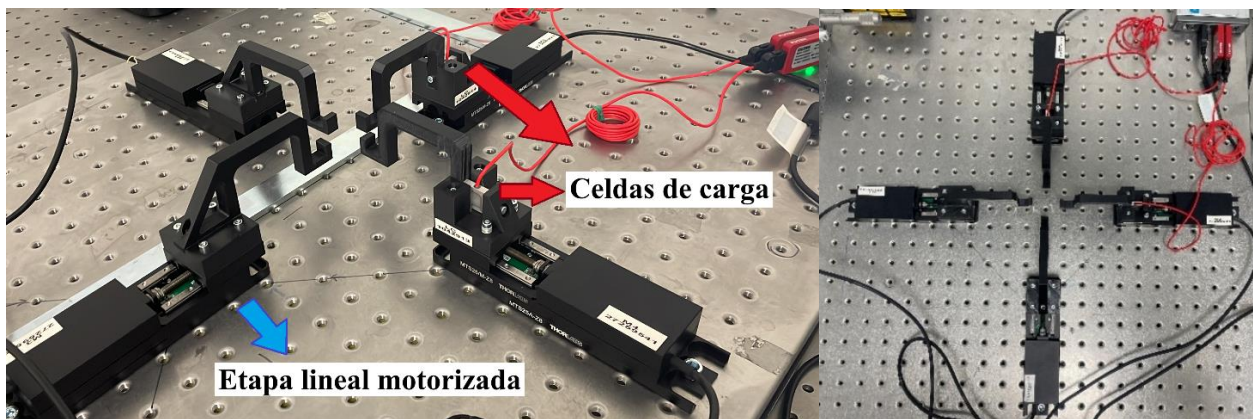


Fig. 22. Montaje experimental: plataforma biaxial conformada por cuatro etapas lineales motorizadas y dos celdas de carga para realizar ensayos de tensión.

### *D. Operación del sistema de control en la plataforma biaxial para la caracterización mecánica en tejidos biológicos*

Finalmente, se realizaron diferentes pruebas con elásticos y tejidos para evaluar el funcionamiento de la interfaz de usuario. A continuación, se presentan dos resultados obtenidos al evaluar el sistema de control con tejido biológico, específicamente, aorta de cerdo. En la Fig. 23 se muestra el montaje experimental diseñado para evaluar la aorta. Se tomó una muestra de 40 mm x 40 mm y se marcó el tejido para reconocer los ejes de la aorta: axial (A) y transversal (T).

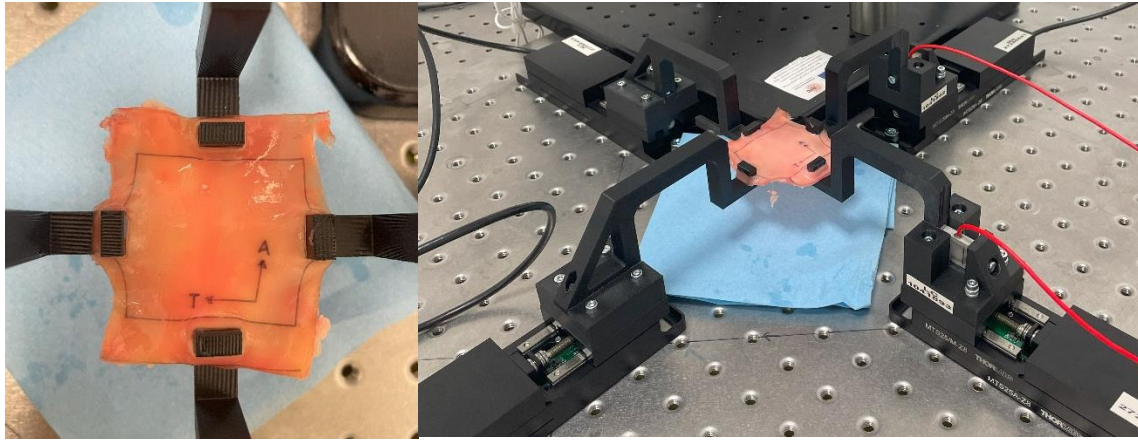


Fig. 23. Montaje experimental con tejido biológico (aorta) para evaluación del sistema de control.

Una de las pruebas realizadas en este tejido fue un precondicionamiento, realizado un 5% de deformación, es decir, realizando un desplazamiento por motor de 1 mm, a una velocidad de 0.05 mm/s durante 5 ciclos, realizando esto con la opción de movimiento de histéresis.

La Fig. 24a muestra el movimiento realizado por las cuatro etapas lineales motorizadas y la Fig. 24b muestra la adquisición de fuerza por cada celda carga, donde se observa que las dos celdas de carga (reconocidas fácilmente por el número serial) tienen un comportamiento diferente, donde se obtienen los valores de fuerza, los valores máximos (Peak) y los valores mínimos (Valley).

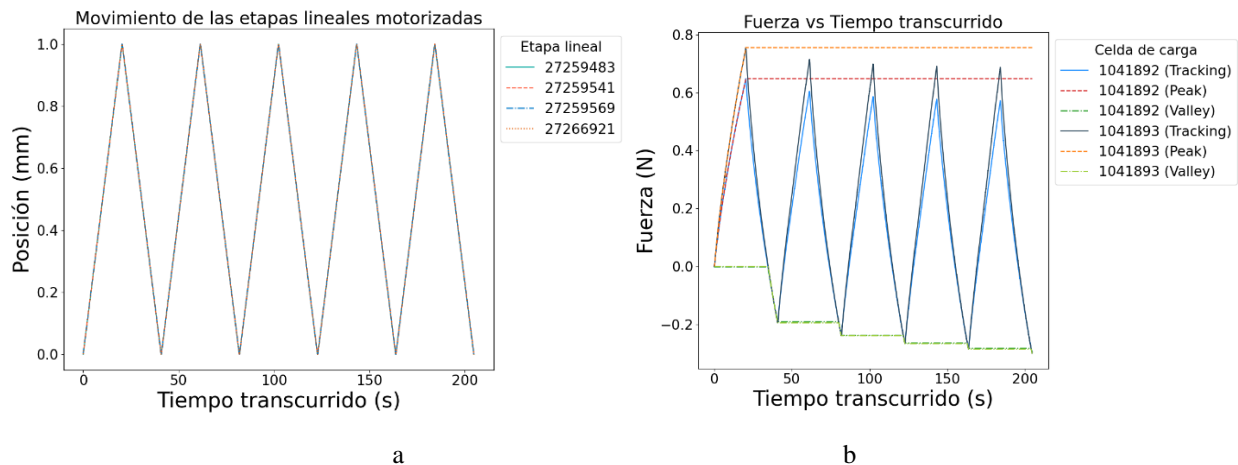


Fig. 24. Precondicionamiento del tejido: a) Movimiento aplicado al tejido y b) Fuerzas registradas por las celdas de carga durante el movimiento.

Después de llevar a cabo un preacondicionamiento, se realizó una prueba de esfuerzo y relajación en el tejido. Durante esta prueba, se aplicó una deformación del 5%, equivalente a 1 mm de deformación, a una velocidad de 0.005 mm/s. Posteriormente, se permitió que el tejido se relajara durante un periodo de 25 minutos. Este ciclo de carga y descarga se repitió cuatro veces, alcanzando finalmente una deformación total del 20%.

La Fig. 25a muestra el movimiento realizado por las etapas lineales y la Fig. 25b muestra la respuesta de la fuerza en el tiempo al realizar ese movimiento. La grafica de fuerza permite observar claramente la diferencia de comportamiento del tejido en diferentes direcciones, donde hay mayor fuerza en el eje axial respecto al eje transversal, y en el comportamiento del tejido durante el tiempo de relajación, donde el eje axial presenta una mayor caída de fuerza durante el tiempo de relajación respecto al eje transversal.

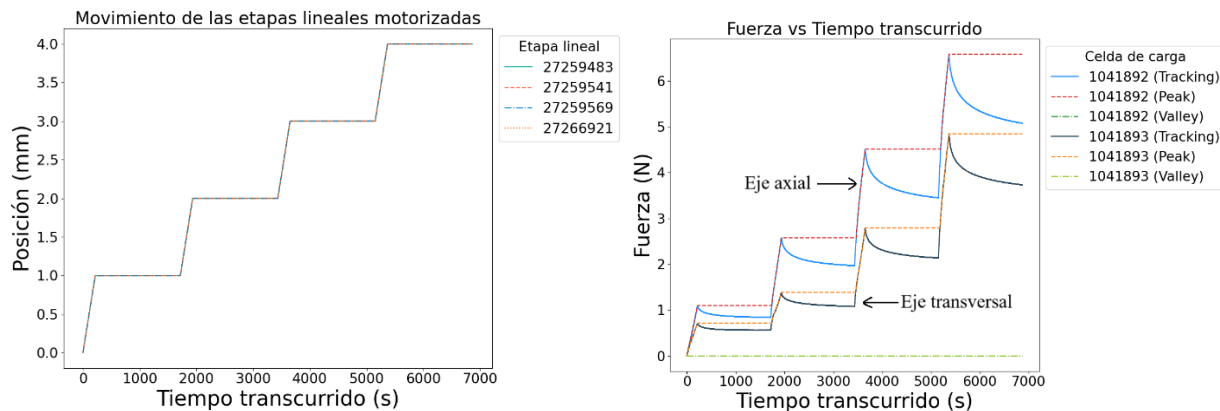


Fig. 25. Prueba de esfuerzo relajación en el tejido: a) Movimiento aplicado al tejido y b) Fuerzas registradas por las celdas de carga durante el movimiento.

Estos resultados evidencian que el sistema desarrollado es capaz de llevar a cabo ensayos biaxiales mediante diversos movimientos. La verificación y validación del funcionamiento se hizo principalmente con distintos diseños de experimentos y se aseguró de que cada sistema creado cumpliera con los requisitos establecidos.



---

## VII. ANÁLISIS

Considerando los resultados del sistema de control de movimiento de las etapas lineales motorizadas, se observó que la velocidad es el factor que más influye en la obtención del movimiento deseado. Cuando se ordena a las etapas lineales realizar movimientos lentos, el desplazamiento resulta más lento de lo esperado. Esto se debe a que la velocidad configurada es la máxima que la etapa lineal puede alcanzar, lo que implica un proceso de aceleración para llegar a la velocidad deseada y una desaceleración al finalizar el movimiento, en consecuencia, las posiciones deseadas se logran a una velocidad inferior a la esperada.

Por otra parte, para tener un registro de datos del movimiento realizado por las etapas lineales motorizadas, fue posible utilizar la posición entregada por el controlador de estas. Se encontró que la tasa de sondeo es un factor importante si se requiere realizar una comunicación frecuente con las etapas lineales, debido a que entre más bajo el tiempo al que se puede enviar información, más rápido se obtiene una respuesta por parte del controlador, encontrando gracias al DoE realizado, que el valor óptimo para la tasa de sondeo es el valor más pequeño en tiempo, que en este caso fue de 1 ms, que es el valor mínimo de tiempo permitido por el equipo.

Los diseños de experimentos fueron de gran ayuda ya que permitieron observar los cambios en la respuesta evaluada (MAPE) según los factores involucrados en el sistema, posibilitando identificar aquellos factores que tienen mayor influencia y los niveles en donde se tiene una mejor respuesta del sistema, es decir, donde se tiene mejor calidad. Esto, permitió conocer que bajo diferentes condiciones se tiene un sistema robusto, ya que se obtuvieron errores en el movimiento realizado o comandado menores de 1.5 %, donde el sistema fue evaluado bajo las condiciones a las que se va a ver sometido en cuando a la velocidad del movimiento para realizar ensayos de tensión en tejidos biológicos.

Ahora bien, se obtuvo una sincronización del movimiento, mostrando que las diferencias temporales y espaciales entre dos etapas lineales eran mínimas. Cabe destacar que los posibles retrasos obtenidos también podrían derivarse del código al leer o capturar datos, sin embargo, al

---

presentarse diferencias en el movimiento tan pequeñas, no se consideró relevante realizar modificaciones en el código desarrollado.

En relación con la interfaz de usuario, esta demostró su utilidad para implementar de manera sencilla diferentes movimientos a la hora de realizar ensayos biaxiales. Durante las pruebas realizadas en la aorta de cerdo, se evidenció su capacidad para capturar diferencias en la fuerza entre los ejes axial y transversal o circunferencial.

Diversos experimentos realizados con la pared aortica han mostrado que la fuerza en direcciones axiales supera a las circunferenciales, comportamiento atribuido a la alineación de las fibras de colágeno. En pruebas de desgarro en la aorta porcina, se encontró que la dirección longitudinal requiere una mayor fuerza para el desgarro que la circunferencial [52], lo que coincide con los resultados obtenidos para la prueba realizada en el ensayo de esfuerzo relajación.

La pared aórtica, compuesta por células endoteliales, células musculares lisas, fibroblastos y proteínas de la matriz extracelular, se organiza en tres capas distintas: la íntima, la media y la adventicia. La aorta exhibe un comportamiento anisotrópico, dado por la disposición de colágeno y elastina, otorgándole la capacidad de adaptarse al estirarse durante la sístole y retraerse en la diástole. La compliancia aórtica, determinada por la elastina y el colágeno, permite la expansión y contracción en respuesta a cambios en volumen y presión sanguínea. Por su parte, la heterogeneidad entre capas y posibles alteraciones en las mismas, permiten evaluar diferentes condiciones patológicas. Estas propiedades de la aorta (anisotropía, compliancia y heterogeneidad), son fundamentales para su función circulatoria, así como su evaluación es útil para comprender procesos fisiológicos y abordar condiciones patológicas [52], [53]. Donde se resalta la importancia de realizar ensayos mecánicos, ya que permiten detectar cambios en el comportamiento mecánico de las paredes de los tejidos, puesto que las alteraciones en la estructura se relacionan con enfermedades vasculares [54].

Cabe resaltar que la configuración experimental realizada no corresponde a un arreglo adecuado para llevar a cabo ensayos biaxiales en tejidos. Determinar las propiedades de un biomaterial resulta muy complejo debido a las condiciones de prueba y su fragilidad; tan pronto como el biomaterial abandona el cuerpo, comienza un proceso de degradación, ya que este material

---

requiere nutrientes, protección y temperatura propios de un cuerpo biológico. Para mantener las propiedades in vivo del tejido durante la máquina biaxial, se deben tener precauciones para reducir el impacto de esta degradación hasta y durante la prueba. Algunas de las medidas más conocidas son realizar el ensayo biaxial lo más pronto posible (congelar el biomaterial a  $-80\text{ }^{\circ}\text{C}$  si es posible), llevar a cabo el ensayo biaxial con el biomaterial sumergido en solución salina tamponada con fosfato (PBS) a  $37\text{ }^{\circ}\text{C}$  para imitar el cuerpo humano y crear un preacondicionamiento durante el ensayo biaxial para simular el estado de tensión al que el material estaba sometido dentro del cuerpo [55].

Así mismo, el sistema de agarré al tejido debe ser evaluado a conveniencia, donde se encuentran mecanismos de sujeción con suturas, rastrillos y pinzas [8]. Además, se identifica la necesidad de mejorar el acoplamiento entre las celdas de carga y las etapas lineales motorizadas. La configuración actual puede generar ruido debido al brazo que se forma en el sistema diseñado, resultando en fuerzas registradas mayores a las que el material realmente experimenta. En este sentido, se busca optimizar la disposición de las celdas de carga, situándolas lo más cerca posible del material a evaluar. Es importante destacar que estas celdas de carga están diseñadas para ser inmersibles, considerando las condiciones específicas requeridas para la evaluación del tejido.

A pesar de que la configuración experimental realizada no se ajusta completamente a las necesidades de trabajo con tejidos o hidrogeles, permitió llevar a cabo una evaluación integral del software desarrollado. Este análisis demostró la capacidad del software para controlar el movimiento y capturar las fuerzas sensadas por las celdas de carga.

Finalmente, el software creado cumplió con varias de las características establecidas en el estándar de calidad de software ISO/IEC 25010 [56]. En términos de funcionalidad, se logró implementar de manera efectiva el sistema de control de la plataforma biaxial, proporcionando el manejo deseado de las etapas lineales motorizadas y celdas de carga. La usabilidad fue una prioridad en el diseño de la interfaz, teniendo una interfaz intuitiva, sencilla y que cumple con las necesidades a la hora de realizar ensayos biaxiales. En cuanto a la confiabilidad, el software ha mostrado consistencia y estabilidad, manteniendo un rendimiento óptimo y libre de errores en diversas circunstancias. Por último, se obtuvo portabilidad del sistema, permitiendo la adaptación del software a diferentes entornos sin comprometer su funcionalidad. Aunque el desarrollo del

software aún no se encuentra finalizado, ya que se planea mejorar aumentando su funcionalidad, así como, realizar su integración con otros proyectos en curso en el laboratorio, este demostró cumplir con diversas características de calidad.

---

## VIII. CONCLUSIONES

Basarse en técnicas o metodologías de diseños de sistemas robustos fue de gran importancia para realizar una parametrización del movimiento de las etapas lineales motorizadas, permitiendo la validación de que el sistema de control cumple con los requerimientos establecidos y funciona correctamente ante diferentes movimientos y de manera sincronizada.

Gracias a los diseños de experimentos se encontró que el movimiento del sistema tiene como factor de mayor influencia la velocidad, afectando directamente la precisión del movimiento. Así mismo, la tasa de sondeo se mostró esencial para la comunicación efectiva con las etapas lineales, incrementando la velocidad de respuesta del controlador y la adquisición de datos durante los movimientos.

A pesar de posibles retrasos que podrían derivarse del código al realizar la sincronización de las etapas lineales, los datos adquiridos del movimiento entre dos etapas mostraron diferencias mínimas en términos de posición y tiempo, lo que sugiere un desempeño satisfactorio del sistema.

Los ensayos biaxiales en la aorta de cerdo revelaron diferencias significativas en la fuerza entre los ejes axial y transversal, resultados congruentes con investigaciones previas sobre la anisotropía y la heterogeneidad de la aorta, mostrando la capacidad e importancia del sistema para evaluar tejidos en dos direcciones.

La configuración experimental realizada para evaluar el sistema de control no es óptima para ensayos biaxiales en tejidos, y se destaca la importancia de medidas como la congelación rápida, la inmersión en solución salina y un sistema de agarre más adecuado, con el objetivo de preservar las propiedades del tejido durante las pruebas. Asimismo, se señala la necesidad de mejorar el acople de las celdas de carga con el tejido y las etapas lineales, todo esto implica el realizar un nuevo diseño de la plataforma biaxial especialmente adaptado para la evaluación de tejidos biológicos.

A pesar de las limitaciones actuales en la configuración experimental, el software desarrollado demuestra ser una herramienta versátil. Permite el control preciso de las etapas lineales y la adquisición de fuerza, y puede ser aplicable en diversas configuraciones físicas. La naturaleza de código abierto del software no solo facilita su adaptabilidad a nuevas configuraciones, sino que también posibilita su mejora continua y modificación según las necesidades emergentes del sistema.

El software creado cumple con características importantes de calidad, incluyendo funcionalidad, usabilidad, confiabilidad y portabilidad. Aunque se planea su mejora y expansión de funcionalidades, ha demostrado consistencia y estabilidad en diversas circunstancias.

Finalmente, se destaca la posibilidad de evaluar e integrar el sistema creado con otras técnicas utilizadas para realizar caracterización mecánica, debido a que el sistema permite el control del movimiento y adquisición de fuerzas, sin embargo, este tiene el objetivo de evaluar el tejido en la escala microscópica, lo que únicamente se puede llevar a cabo al integrar con microscopia, DIC, OCT, DVC, entre otras, las cuales son técnicas que permiten estudiar con mayor precisión la deformación de tejidos en la microescala. Aunque no fue posible evaluar el sistema de control biaxial con estas técnicas, los movimientos que permite, así como aquellos que fueron evaluados, se alinean con los protocolos comúnmente empleados en caracterizaciones mecánicas a nivel microscópico.

## IX. RECOMENDACIONES

Es importante tener en cuenta que las etapas lineales motorizadas tienen una precisión absoluta del eje, que para el caso de las etapas proporcionadas es de  $145 \mu\text{m}$ , lo que indica que puede existir una desviación de hasta ese valor si se mueve la etapa lineal en todo el eje. Por esta razón, es importante evaluar el sistema con técnicas especializadas para la escala microscópica y de esa manera comprobar el comportamiento del tejido, determinando si los errores esperados son mayores o tolerables. A su vez existen diferentes dispositivos en el mercado que certifican una mejor precisión, sin embargo, estos sistemas son más costosos y la disponibilidad del equipo puede ser demorada, no obstante, se pueden considerar este tipo de etapas lineales para una mejora en la

precisión del movimiento, con el fin de disminuir los errores en la caracterización mecánica de tejidos.

## REFERENCIAS

- [1] A. Vedadghavami *et al.*, «Manufacturing of hydrogel biomaterials with controlled mechanical properties for tissue engineering applications», *Acta Biomater*, vol. 62, pp. 42-63, oct. 2017, doi: 10.1016/J.ACTBIO.2017.07.028.
- [2] K. Navindaran, J. S. Kang, y K. Moon, «Techniques for characterizing mechanical properties of soft tissues», *J Mech Behav Biomed Mater*, vol. 138, p. 105575, feb. 2023, doi: 10.1016/J.JMBBM.2022.105575.
- [3] M. A. Meyers, P. Y. Chen, A. Y. M. Lin, y Y. Seki, «Biological materials: Structure and mechanical properties», *Prog Mater Sci*, vol. 53, n.º 1, pp. 1-206, ene. 2008, doi: 10.1016/J.PMATSCI.2007.05.002.
- [4] T. Distler, E. Schaller, P. Steinmann, A. R. Boccaccini, y S. Budday, «Alginate-based hydrogels show the same complex mechanical behavior as brain tissue», *J Mech Behav Biomed Mater*, vol. 111, p. 103979, nov. 2020, doi: 10.1016/J.JMBBM.2020.103979.
- [5] S. Avril y S. Evans, Eds., *Material Parameter Identification and Inverse Problems in Soft Tissue Biomechanics*, vol. 573. en CISM International Centre for Mechanical Sciences, vol. 573. Cham: Springer International Publishing, 2017. doi: 10.1007/978-3-319-45071-1.
- [6] C. F. Guimarães, L. Gasperini, A. P. Marques, y R. L. Reis, «The stiffness of living tissues and its implications for tissue engineering», *Nature Reviews Materials 2020 5:5*, vol. 5, n.º 5, pp. 351-370, feb. 2020, doi: 10.1038/s41578-019-0169-1.
- [7] V. S. Raghuwanshi y G. Garnier, «Characterisation of hydrogels: Linking the nano to the microscale», *Adv Colloid Interface Sci*, vol. 274, p. 102044, dic. 2019, doi: 10.1016/J.CIS.2019.102044.
- [8] A. Karimi *et al.*, «Developing an experimental-computational workflow to study the biomechanics of the human conventional aqueous outflow pathway», *Acta Biomater*, vol. 164, pp. 346-362, jul. 2023, doi: 10.1016/J.ACTBIO.2023.04.008.
- [9] V. A. Acosta Santamaría, M. Flechas García, J. Molimard, y S. Avril, «Three-Dimensional Full-Field Strain Measurements across a Whole Porcine Aorta Subjected to Tensile Loading Using Optical Coherence Tomography–Digital Volume Correlation», *Front Mech Eng*, vol. 4, p. 303644, mar. 2018, doi: 10.3389/FMECH.2018.00003/BIBTEX.
- [10] V. A. Acosta Santamaría, M. Flechas García, J. Molimard, y S. Avril, «Characterization of chemoelastic effects in arteries using digital volume correlation and optical coherence



- tomography», *Acta Biomater*, vol. 102, pp. 127-137, ene. 2020, doi: 10.1016/J.ACTBIO.2019.11.049.
- [11] M. Peña Fernández *et al.*, «Time-resolved in situ synchrotron-microCT: 4D deformation of bone and bone analogues using digital volume correlation», *Acta Biomater*, vol. 131, pp. 424-439, sep. 2021, doi: 10.1016/J.ACTBIO.2021.06.014.
- [12] D. Pearce, M. Nemcek, y C. Witzenburg, «Combining Unique Planar Biaxial Testing with Full-Field Thickness and Displacement Measurement for Spatial Characterization of Soft Tissues», *Curr Protoc*, vol. 2, n.º 7, p. e493, jul. 2022, doi: 10.1002/CPZ1.493.
- [13] D. Tremblay, S. Chagnon-Lessard, M. Mirzaei, A. E. Pelling, y M. Godin, «A microscale anisotropic biaxial cell stretching device for applications in mechanobiology», *Biotechnol Lett*, vol. 36, n.º 3, p. 657, 2014, doi: 10.1007/S10529-013-1381-5.
- [14] T. Shameen, «Development of a Biaxial Testing System for Research of Soft Tissue Biomechanics using Laboratory Models», City University of New York, New York, 2021. Accedido: 17 de enero de 2024. [En línea]. Disponible en: [https://academicworks.cuny.edu/cc\\_etds\\_theses/938/](https://academicworks.cuny.edu/cc_etds_theses/938/)
- [15] S. Pasta, C. Catalano, F. Crascì, y R. Scuoppo, «A custom-built planar biaxial system for soft tissue material testing», *HardwareX*, vol. 16, p. e00475, dic. 2023, doi: 10.1016/J.OHX.2023.E00475.
- [16] A. Arun Jadhav, T. Vaskar, y P. V. Pillai, «Biaxial tensile tests to study mechanical behaviour of thin soft materials», *Mater Today Proc*, ago. 2023, doi: 10.1016/J.MATPR.2023.07.294.
- [17] M. Follmer, P. Hehenberger, S. Punz, R. Rosen, y K. Zeman, «Approach for the creation of mechatronic system models», en *International Conference on Engineering Design, ICED11*, ago. 2011.
- [18] B. L. Mesmer, P. A. Farrington, y M. D. Watson, «Engineering Elegant Systems: Theory of Systems Engineering». National Aeronautics and Space Administration, Washington, DC , 1 de junio de 2020.
- [19] A. Corti, T. Shameen, S. Sharma, A. De Paolis, y L. Cardoso, «Biaxial testing system for characterization of mechanical and rupture properties of small samples», *HardwareX*, vol. 12, p. e00333, oct. 2022, doi: 10.1016/J.OHX.2022.E00333.

- 
- [20] M. Jiang, R. L. Sridhar, A. B. Robbins, A. D. Freed, y M. R. Moreno, «A versatile biaxial testing platform for soft tissues», *J Mech Behav Biomed Mater*, vol. 114, p. 104144, feb. 2021, doi: 10.1016/J.JMBBM.2020.104144.
- [21] T. Yu, «Applications of Deep Learning for Ophthalmic OCT», Master of Applied Science, Simon Fraser University, 2022. Accedido: 25 de enero de 2024. [En línea]. Disponible en: <https://summit.sfu.ca/item/35379>
- [22] F. Gillard *et al.*, «The application of digital volume correlation (DVC) to study the microstructural behaviour of trabecular bone during compression», *J Mech Behav Biomed Mater*, vol. 29, pp. 480-499, ene. 2014, doi: 10.1016/J.JMBBM.2013.09.014.
- [23] E. Dall'Ara y G. Tozzi, «Digital volume correlation for the characterization of musculoskeletal tissues: Current challenges and future developments», *Front Bioeng Biotechnol*, vol. 10, p. 1010056, oct. 2022, doi: 10.3389/FBIOE.2022.1010056/BIBTEX.
- [24] M. Radisic, R. K. Iyer, y S. K. Murthy, «Micro-and nanotechnology in cell separation», *International Journal of Nanomedicine*, vol. 1, n.º 1. pp. 3-14, 2006. doi: 10.2147/nano.2006.1.1.3.
- [25] V. A. Acosta Santamaría, M. F. García, J. Molimard, y S. Avril, «Characterization of chemoelastic effects in arteries using digital volume correlation and optical coherence tomography», *Acta Biomater*, vol. 102, pp. 127-137, ene. 2020, doi: 10.1016/J.ACTBIO.2019.11.049.
- [26] J. Fu, F. Pierron, y P. D. Ruiz, «Elastic stiffness characterization using three-dimensional full-field deformation obtained with optical coherence tomography and digital volume correlation», *J Biomed Opt*, vol. 18, n.º 12, 2013, doi: 10.1117/1.JBO.
- [27] U. Blache *et al.*, «Engineered hydrogels for mechanobiology», *Nature Reviews Methods Primers* 2022 2:1, vol. 2, n.º 1, pp. 1-22, dic. 2022, doi: 10.1038/s43586-022-00179-7.
- [28] D. Ye y A. Peramo, «Implementing tissue engineering and regenerative medicine solutions in medical implants», *Br Med Bull*, vol. 109, n.º 1, pp. 3-18, mar. 2014, doi: 10.1093/BMB/LDT036.
- [29] A. B., S. Rao, y H. J. Pandya, «Engineering approaches for characterizing soft tissue mechanical properties: A review», *Clinical Biomechanics*, vol. 69, pp. 127-140, oct. 2019, doi: 10.1016/J.CLINBIOMECH.2019.07.016.

- 
- [30] P. D. Ruiz, «Towards the identification of spatially resolved mechanical properties in tissues and materials: State of the art, current challenges and opportunities in the field of flow measurements», en *4th Micro and Nano Flows Conference*, London: 4th Micro and Nano Flows Conference, 2014, pp. 1-7. Accedido: 25 de enero de 2024. [En línea]. Disponible en: [https://bura.brunel.ac.uk/bitstream/2438/9457/1/MNF2014\\_Full-paper\\_RuizPD\\_v2\\_reviewed\\_and\\_corrected.pdf](https://bura.brunel.ac.uk/bitstream/2438/9457/1/MNF2014_Full-paper_RuizPD_v2_reviewed_and_corrected.pdf)
- [31] M. Jiang, R. L. Sridhar, A. B. Robbins, A. D. Freed, y M. R. Moreno, «A versatile biaxial testing platform for soft tissues», *J Mech Behav Biomed Mater*, vol. 114, p. 104144, feb. 2021, doi: 10.1016/J.JMBBM.2020.104144.
- [32] A. Avanzini, D. Battini, L. Bagozzi, y G. Bisleri, «Biomechanical evaluation of ascending aortic aneurysms», *Biomed Res Int*, vol. 2014, 2014, doi: 10.1155/2014/820385.
- [33] P. Mlambo, D. Simango, E. Chiweshe, H. Dera, y E. Jonathan, «Methodologies for Mechatronic Systems Design: Attributes and Popularity», *Zimbabwe Journal of Science and Technology*, vol. 12, n.º 1, pp. pp117-127, 2017, Accedido: 12 de septiembre de 2023. [En línea]. Disponible en: <https://journals.nust.ac.zw/index.php/zjst/article/view/114>
- [34] J. Gausemeier y S. Moehringer, «New guideline VDI 2206-A flexible procedure model for the design of mechatronic systems.», en *International Conference on Engineering Design, ICED 03 Stockholm*, 2003, pp. 1-10.
- [35] D. A. Flores-Hernández, S. Palomino-Resendiz, N. Lozada-Castillo, A. Luviano-Juárez, y I. Chairez, «Mechatronic design and implementation of a two axes sun tracking photovoltaic system driven by a robotic sensor», *Mechatronics*, vol. 47, pp. 148-159, nov. 2017, doi: 10.1016/J.MECHATRONICS.2017.09.014.
- [36] J. C. Miranda, *Product design: techniques for robustness, reliability and optimization*. Toluca, México: Instituto Tecnológico y de Estudios Superiores de Monterrey, 2004.
- [37] M. Mateen, «How to make a Motorized Linear Translation Stage», nov. 2009. Accedido: 17 de enero de 2024. [En línea]. Disponible en: [https://wp.optics.arizona.edu/optomech/wp-content/uploads/sites/53/2016/10/Linear-Translation-Stage\\_Mateen.pdf](https://wp.optics.arizona.edu/optomech/wp-content/uploads/sites/53/2016/10/Linear-Translation-Stage_Mateen.pdf)
- [38] V. A. Kamble, V. D. Shinde, y J. K. Kittur, «Overview of Load Cells», *Journal of Mechanical and Mechanics Engineering*, vol. 6, n.º 3, 2020, [En línea]. Disponible en: [www.matjournals.com](http://www.matjournals.com)

- 
- [39] T. D. Nguyen, A. T. Nguyen, H. D. Phan, y T. N. Nguyen, «Exploring API embedding for API usages and applications», *Proceedings - 2017 IEEE/ACM 39th International Conference on Software Engineering, ICSE 2017*, pp. 438-449, jul. 2017, doi: 10.1109/ICSE.2017.47.
- [40] «Dynamic link library (DLL) », Microsoft. Accedido: 19 de enero de 2024. [En línea]. Disponible en: <https://learn.microsoft.com/en-us/troubleshoot/windows-client/deployment/dynamic-link-library>
- [41] D. Lakens, «Sample Size Justification», *Collabra Psychol*, vol. 8, n.º 1, mar. 2022, doi: 10.1525/COLLABRA.33267/120491.
- [42] W. C. Wang, K. W. Chau, C. T. Cheng, y L. Qiu, «A comparison of performance of several artificial intelligence methods for forecasting monthly discharge time series», *J Hydrol (Amst)*, vol. 374, n.º 3-4, pp. 294-306, ago. 2009, doi: 10.1016/J.JHYDROL.2009.06.019.
- [43] H. Taghavifar y A. Mardani, «A comparative trend in forecasting ability of artificial neural networks and regressive support vector machine methodologies for energy dissipation modeling of off-road vehicles», *Energy*, vol. 66, pp. 569-576, mar. 2014, doi: 10.1016/J.ENERGY.2014.01.022.
- [44] N. Hammer *et al.*, «Sample size considerations in soft tissue biomechanics», *Acta Biomater*, vol. 169, pp. 168-178, oct. 2023, doi: 10.1016/J.ACTBIO.2023.07.036.
- [45] P. F. Lozano *et al.*, «Water-content related alterations in macro and micro scale tendon biomechanics», *Scientific Reports 2019 9:1*, vol. 9, n.º 1, pp. 1-12, may 2019, doi: 10.1038/s41598-019-44306-z.
- [46] V. Deplano, M. Boufi, O. Boiron, C. Guivier-Curien, Y. Alimi, y E. Bertrand, «Biaxial tensile tests of the porcine ascending aorta», *J Biomech*, vol. 49, n.º 10, pp. 2031-2037, jul. 2016, doi: 10.1016/J.JBIOMECH.2016.05.005.
- [47] Y. Yang, H. Guo, Z. Du, W. Hong, T. Lu, y T. Wang, «Rate-dependent fracture of hydrogels due to water migration», *J Mech Phys Solids*, vol. 167, p. 105007, oct. 2022, doi: 10.1016/J.JMPS.2022.105007.
- [48] C. R. Deeken, D. M. Thompson, R. M. Castile, y S. P. Lake, «Biaxial analysis of synthetic scaffolds for hernia repair demonstrates variability in mechanical anisotropy, non-linearity and hysteresis», *J Mech Behav Biomed Mater*, vol. 38, pp. 6-16, oct. 2014, doi: 10.1016/J.JMBBM.2014.06.001.

- 
- [49] A. Esmaili, D. George, I. Masters, y M. Hossain, «Biaxial experimental characterizations of soft polymers: A review», *Polym Test*, vol. 128, p. 108246, nov. 2023, doi: 10.1016/J.POLYMERTESTING.2023.108246.
- [50] Z. Li *et al.*, «Preparation and characterization of pH- and temperature-responsive nanocomposite double network hydrogels», *Materials Science and Engineering: C*, vol. 33, n.º 4, pp. 1951-1957, may 2013, doi: 10.1016/J.MSEC.2013.01.004.
- [51] L. Cacopardo, G. Mattei, y A. Ahluwalia, «A new load-controlled testing method for viscoelastic characterisation through stress-rate measurements», *Materialia (Oxf)*, vol. 9, p. 100552, mar. 2020, doi: 10.1016/J.MTLA.2019.100552.
- [52] X. Wang *et al.*, «A review on the biomechanical behaviour of the aorta», *J Mech Behav Biomed Mater*, vol. 144, p. 105922, ago. 2023, doi: 10.1016/J.JMBBM.2023.105922.
- [53] S. Jana, M. Hu, M. Shen, y Z. Kassiri, «Extracellular matrix, regional heterogeneity of the aorta, and aortic aneurysm», *Experimental & Molecular Medicine 2019 51:12*, vol. 51, n.º 12, pp. 1-15, dic. 2019, doi: 10.1038/s12276-019-0286-3.
- [54] S. Zeinali-Davarani, M. J. Chow, R. Turcotte, y Y. Zhang, «Characterization of biaxial mechanical behavior of porcine aorta under gradual elastin degradation», *Ann Biomed Eng*, vol. 41, n.º 7, pp. 1528-1538, jul. 2013, doi: 10.1007/S10439-012-0733-Y/METRICS.
- [55] X. Guo *et al.*, «Biomechanical characterization of normal and pathological human ascending aortic tissues via biaxial testing Experiment, constitutive modeling and finite element analysis», *Comput Biol Med*, vol. 166, nov. 2023, doi: 10.1016/J.COMPBIOMED.2023.107561.
- [56] J. Estdale y E. Georgiadou, «Applying the ISO/IEC 25010 Quality Models to Software Product», *Communications in Computer and Information Science*, vol. 896, pp. 492-503, 2018, doi: 10.1007/978-3-319-97925-0\_42/COVER.