



"El saber de mis hijos
hará mi grandeza"

UNIVERSIDAD DE SONORA

**DIVISIÓN DE CIENCIAS EXACTAS Y
NATURALES
DEPARTAMENTO DE INVESTIGACIÓN EN FÍSICA
Ingeniería en Tecnología Electrónica**

**Bomba de jeringa controlada por interfaz digital y
micro controlador para pruebas mecánicas de
endoprótesis aórtica**

Tesis que presenta:

Francisco José Ramírez Tinoco

Para obtener el Título de

Ingeniero en Tecnología Electrónica

Director de Tesis

M.C. Rodolfo Peón Aguirre



Hermosillo, Sonora

10 de Junio de 2019

Universidad de Sonora

Repositorio Institucional UNISON



“El saber de mis hijos
hará mi grandeza”



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

INDICE

RESUMEN	3
1 INTRODUCCIÓN	4
2 TÉCNICAS DE FABRICACIÓN DE ENDOPRÓTESIS AÓRTICAS	11
3 MODELO EXPERIMENTAL	17
4 CONCLUSIONES	30
5 ANEXO	32
6 REFERENCIAS	36

Lista de Abreviaturas

AAA	Aneurisma aórtico abdominal
EVAR	Reparación de aneurisma endovascular
ETE	Ecocardiografía transesofágica
SBC	Single board computer
CPU	Unidad central de procesamiento
CAD	Diseño asistido por computadora
CNC	Control decimal numérico
Angio-TC	Angiografía por tomografía computarizada
PWM	Pulse width modulation
API	Application programming interface
Pa	Pascales

RESUMEN

Los aneurismas aórticos han sido ya reconocidos por cientos de años, y se han tratado por diferentes modos; desde injertos hasta la sustitución del segmento aórtico. En el presente trabajo se propone el desarrollo de una endoprótesis endovascular en la que se aplican conocimientos, procedimientos y técnicas de diversas disciplinas como biomedicina, ciencia de materiales, mecánica y electrónica.

Como parte del trabajo, se propone el diseño y construcción de un sistema que pone particular énfasis en los resultados de las pruebas de porosidad y permeabilidad en las que, además de conocimientos en la salud de las personas, se aplicaron asimismo conocimientos de electrónica y complementando con algo de conocimiento de mecánica.

1 INTRODUCCIÓN

Desde la mitad del siglo XX, el campo del cuidado de la salud, ciencia médica o la impropriamente llamada medicina, ha experimentado cambios constantes y rápidos en cuanto al conocimiento, diagnóstico y atención médica gracias a la aportación de otras disciplinas como la química, física, microbiología, fisiología, farmacología, biomedicina, ingeniería, entre otras (Bronzino, J. D., 2006).

El ingeniero en electrónica, con un enfoque en la problemática biomédica, ha evolucionado hacia la ampliación de sus competencias y un perfil más multidisciplinario, que le facilita incursionar en la solución de problemas relacionados con la salud y bienestar de las personas.

Los nichos de oportunidad para el ejercicio del ingeniero en electrónica enfocado en el terreno de la biomédica es extenso, e incluye equipo y dispositivos para el diagnóstico, prevención, monitoreo o tratamiento de enfermedades o lesiones; la investigación, remplazo, modificación o soporte de anatomía humana o en procesos fisiológicos; el soporte o conservación de la vida; el cuidado prenatal y posnatal; la desinfección de instrumentos o dispositivos médicos o el diagnóstico y análisis clínico [1].

1.2 DESARROLLO TEÓRICO

Bajo la premisa de las enfermedades y lesiones, para el presente trabajo llamaron la atención las enfermedades cardiovasculares. La principal razón surge del hecho de que este padecimiento es la principal causa de muerte en todo el mundo de acuerdo a datos de la Organización Mundial de la Salud (WHO, 2019).

Nadie está exento a las afecciones cardíacas de distintas manifestaciones y los procedimientos para interneción coronaria percutánea son muy caros y el número de

dispositivos médicos es muy limitado dentro de México. La finalidad de esta investigación del área de la ingeniería en el campo de la medicina es para aportar y contribuir valor social, científico y económico en los existentes dispositivos médicos invasivos.

Volviendo al motivo principal de este proyecto, es importante mencionar que de acuerdo con la Organización Mundial de la Salud (OMS) (Figura 1 y 2) las enfermedades cardiovasculares son la principal causa de muerte en el mundo durante los últimos 15 años [2]. Cada año se estima que alrededor de 17,5 millones de personas mueren a causa de estas patologías, de las cuales el 80% acaecen en países de bajos y medianos ingresos económicos como se muestra en la Figura 3 [3].

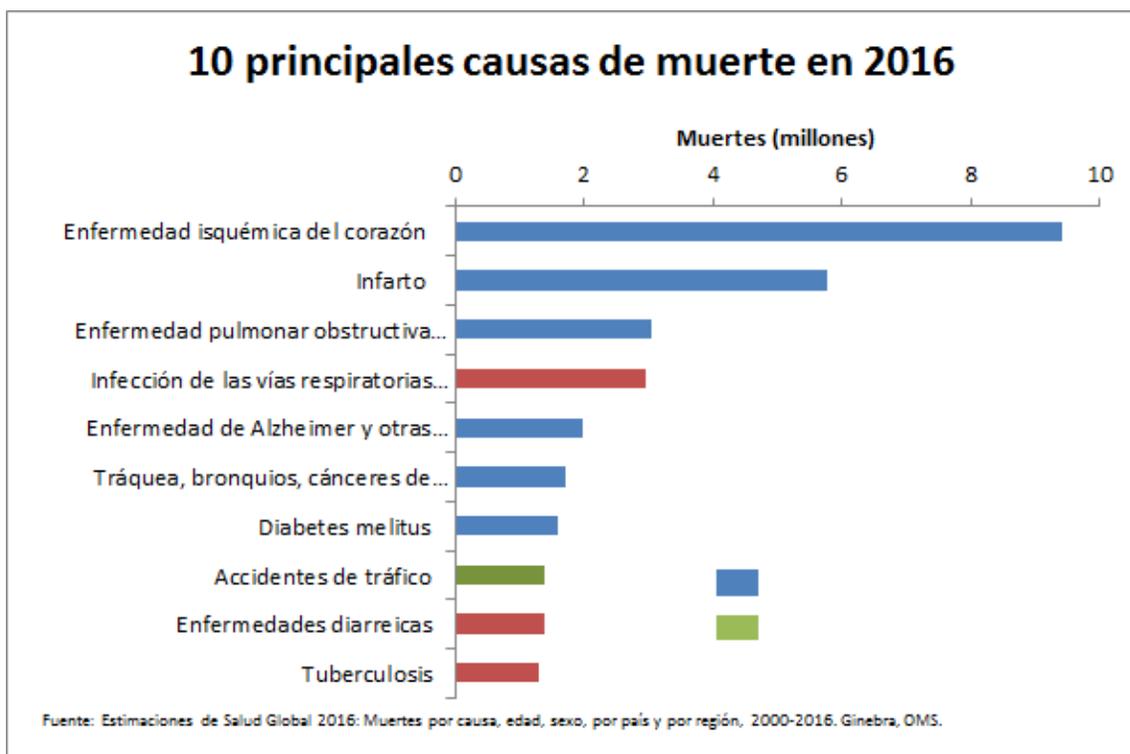


Figura 1: Gráfica de las principales causas de muerte a nivel mundial 2016. (OMS, 2019).

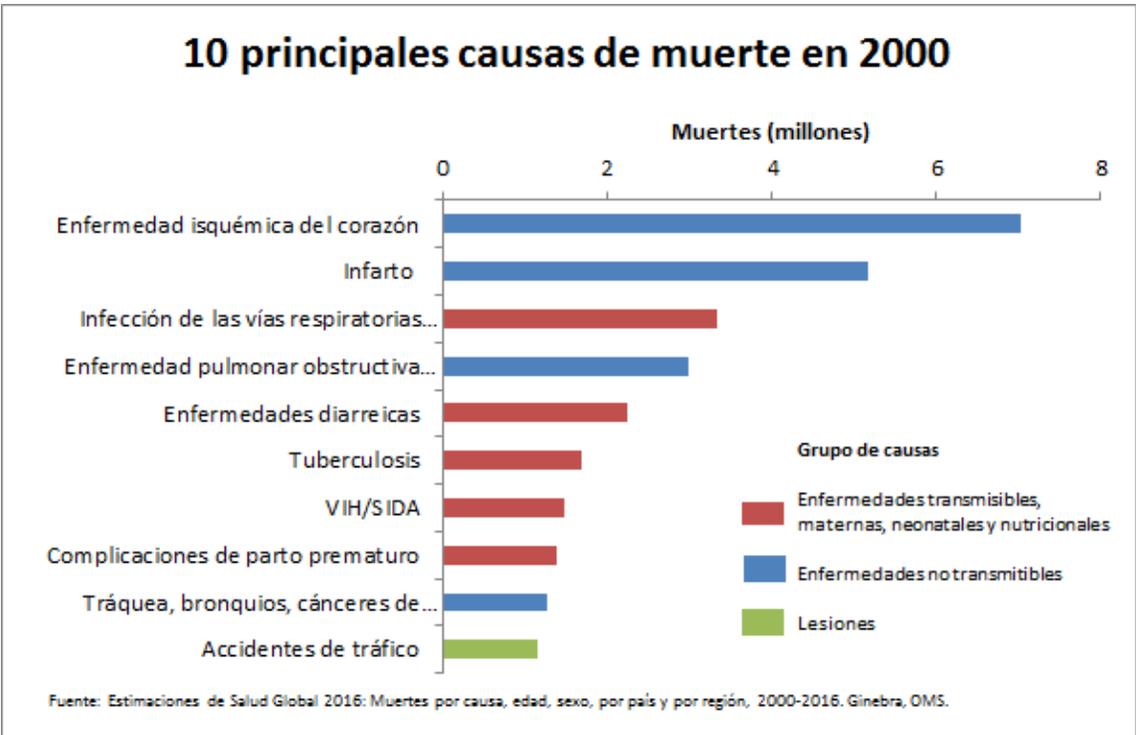


Figura 2: Gráfica de las principales causas de muerte a nivel mundial 2000. (OMS, 2019).

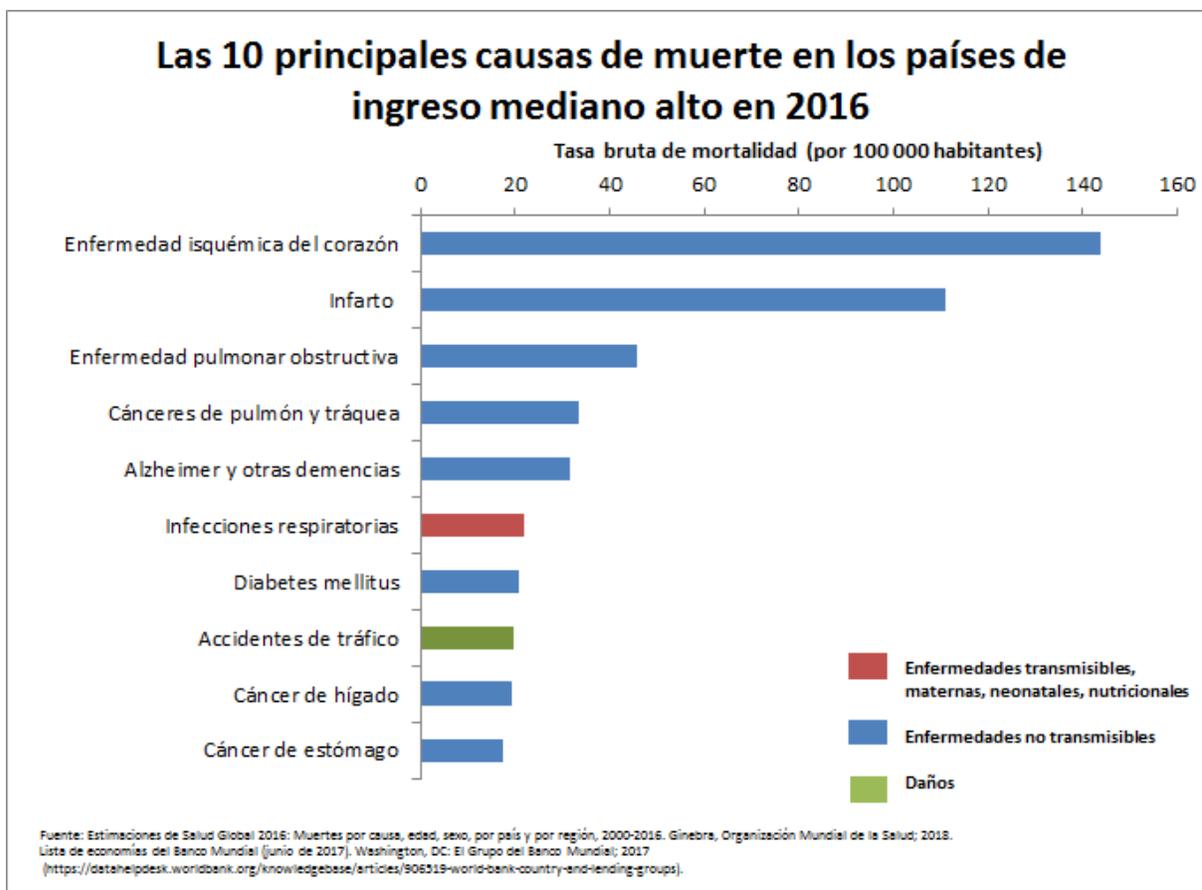


Figura 3: Gráfica de las principales causas de muerte en países de ingreso medio-alto (OMS, 2019).

En México, en el año 2017 se presentaron más de 162,000 muertes por enfermedades cardiovasculares, 88,000 por enfermedad isquémica del corazón y 34,000 por enfermedades vasculares (NOTIMEX, 2018). No obstante, existen múltiples tratamientos para lesiones de patología vascular que van desde el uso de medicamentos hasta la ejecución de procedimientos quirúrgicos para la implantación de distintos injertos vasculares [4].

En México, los casos de aneurisma (dilatación focal de una arteria) son cada vez más frecuentes, y con el advenimiento de nuevos métodos de diagnóstico, su detección va en aumento. Se trata de un padecimiento silencioso, que no tiene una sintomatología propia y no causa dolor, por esta razón el paciente no se percata de su presencia hasta

que el ensanchamiento alcanza un tamaño considerable que comprime o desplaza órganos vecinos o se descubre accidentalmente al realizar otros estudios.

Las enfermedades cardiovasculares se manifiestan en deficiencias del corazón y de los vasos sanguíneos, y de acuerdo a la OMS se clasifican en: cardiopatía coronaria (infarto al miocardio), insuficiencia cardíaca, arritmias, deficiencias de las válvulas (aurícula derecha e izquierda y ventrículo derecho e izquierdo), arteriopatía periférica, hipertensión arterial (presión alta); enfermedad cerebrovascular (apoplejía), cardiopatía congénita, cardiopatía reumática, miocardiopatía y aneurisma aórtico [5].

El aneurisma consiste en el ensanchamiento de las paredes de las arterias, el cual puede crecer al punto de rompimiento (particularmente por alta presión) produciendo hemorragias e incluso la muerte. La mayoría de los aneurismas se presentan en la aorta, una arteria que parte de la pared superior del ventrículo izquierdo del corazón y se ramifica en el tronco branquioencefálico, arteria carótida y arteria subclavia (Figura 3). Se caracteriza por ser flexible y extensible, lo cual permite soportar la presión alta (sistólica) producida por la contracción del ventrículo izquierdo.

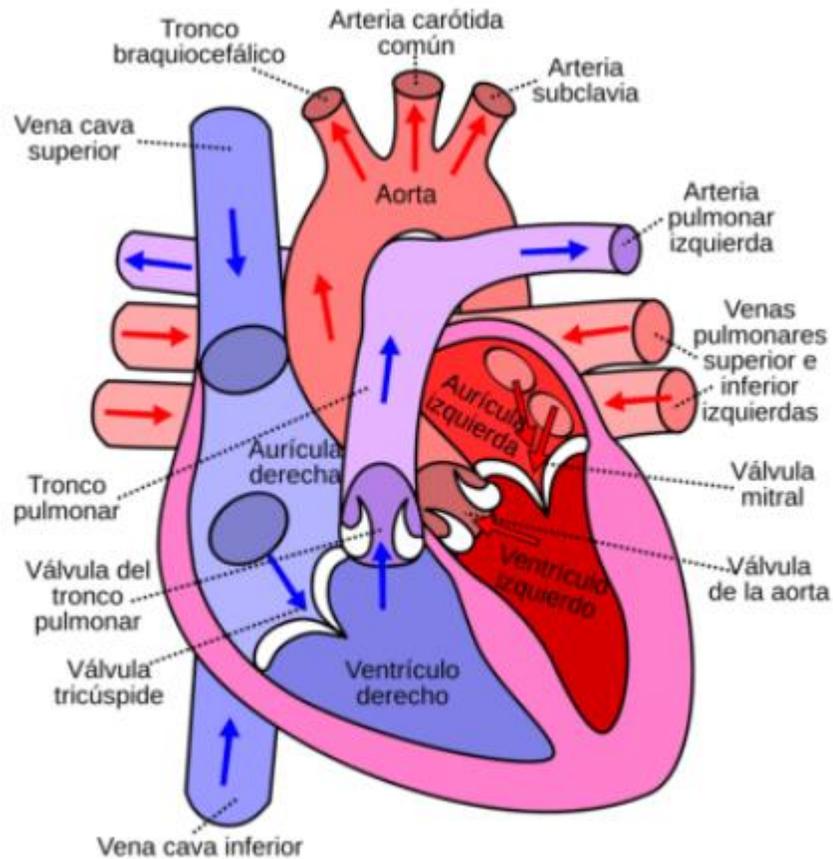
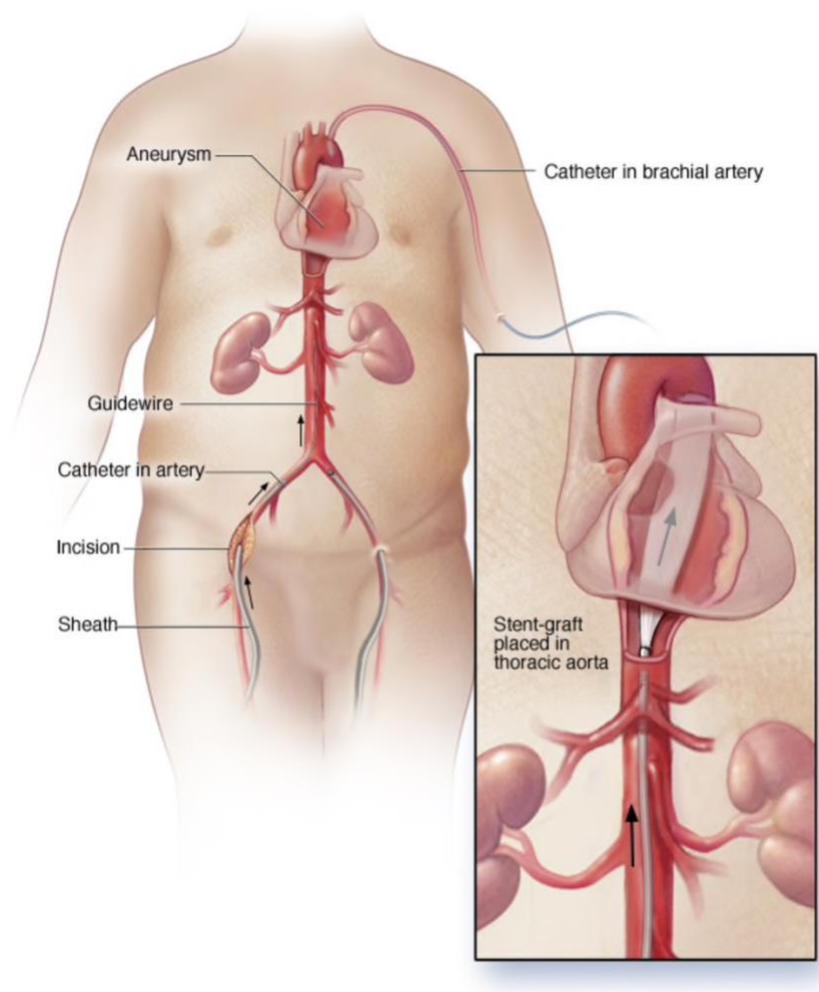


Figura 3. Descripción. Periódico de salud. (2018). Sistema circulatorio - Qué es, función, partes y enfermedades. [6]

Una vez identificado un aneurisma, mediante diferentes estudios y dependiendo de su dimensión su tratamiento puede enfocarse en la prevención de su crecimiento hasta la cirugía. La decisión del médico dependerá del tamaño y la velocidad de crecimiento [7]. En general, si el tamaño es entre cinco y seis centímetros la cirugía es inminente y puede ser a tórax abierto. Sin embargo, en situaciones especiales el médico puede recomendar en primera instancia una reparación menos invasiva mediante la colocación de un stent a través de un cateterismo, procedimiento conocido como cirugía endovascular [8]. Esta cirugía consiste en adherir un injerto sintético en la punta del catéter que se inserta a través de una de las arterias de las piernas hasta alcanzar la aorta. El injerto o stent se coloca en la zona del aneurisma sujetándolo de tal forma que fortalezca la arteria reduciendo la probabilidad de ruptura.



© MAYO FOUNDATION FOR MEDICAL EDUCATION AND RESEARCH. ALL RIGHTS RESERVED.

Figura 4. Reparación endovascular de aneurisma aórtico torácico. [9]

Los stent, también conocidos como mallas endovasculares se diseñan y fabrican con metales o materiales sintéticos, con los que se forman mallas con densidad y porosidad que impiden la retención de sangre en su estructura dejando pasar sólo los tejidos o posibles derivaciones capilares que la requieren. La tendencia actual en la fabricación de stent es hacia el uso de nuevos materiales biodegradables que permitan la fabricación de dispositivos clase III, es decir, mallas implantables por arriba de los treinta días [10].

El presente trabajo de tesis de licenciatura, consiste en el diseño y construcción de un sistema de electrospinning con capacidad para obtener parámetros clave en tiempo

real. Es del diseño y desarrollo de endoprótesis aórtica a base de polímeros sintéticos aplicando la técnica de electrospinning, dentro de un proyecto propuesto por la empresa Galaz Science and Engineering S.A. de C.V. y la Universidad de Sonora, con financiamiento del Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACYT).

El objetivo de la propuesta es realizar pruebas mecánicas para medir porosidad y permeabilidad mediante un controlador por interfaz digital conectado con la placa Arduino, que a su vez controla un actuador lineal que ejerce fuerza hacia una jeringa con un líquido parecido a la sangre.

Al haber ganado la propuesta para el programa de estímulos a la innovación del Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACYT), se incentivó la inversión a la compañía Galaz Science and Engineering S.A. de C.V. y la Universidad de Sonora para contribuir en un proyecto que logre tener un impacto social e incluso sobre la competitividad de la economía nacional.

2 TÉCNICAS DE FABRICACIÓN DE ENDOPRÓTESIS AÓRTICAS

En el resumen de la propuesta se propone el diseño y desarrollo de una endoprótesis aórtica recubierta de polímeros sintéticos por medio de una técnica llamada electrospinning, la cual consiste en aplicar un proceso electrodinámico para producir fibras como se ilustra en la Figura 5. Mediante esta técnica se generan estructuras microporosas similares a un tejido extracelular y se obtienen grandes áreas superficiales donde las células se pueden adherir y reproducir.

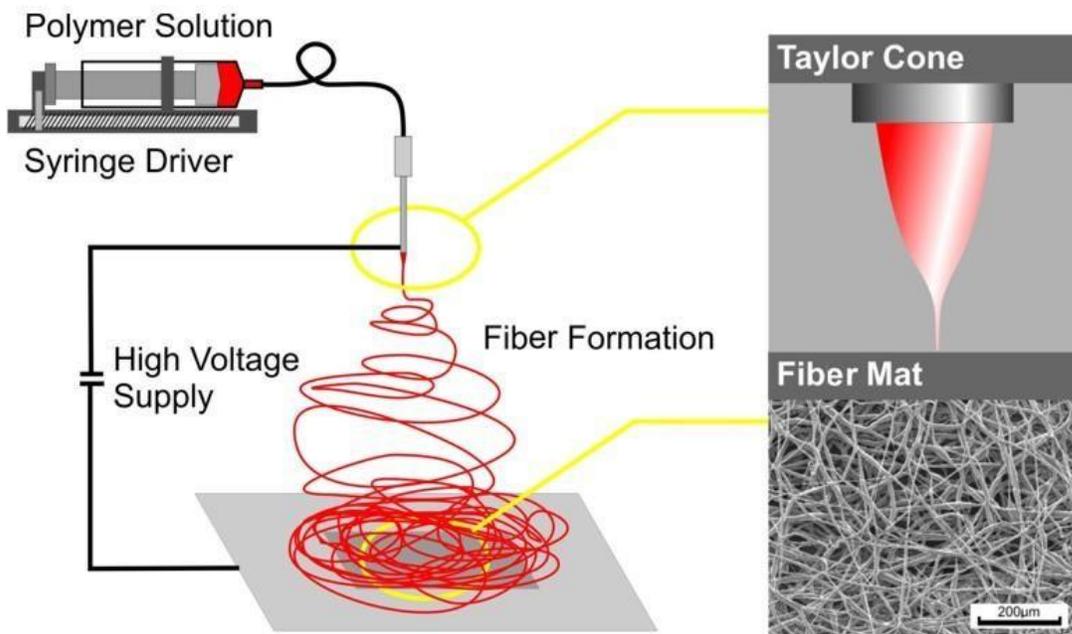


Figura 5. Proceso de Electrospinning.

Fuente: Oxolutia S.L. (Parc de Recrea, UAB, 2014)

Un substrato cilíndrico motorizado fue utilizado, donde un mandril(Taylor Cone) reemplazable está conectado al eje de un motor eléctrico, donde el mandril puede ser rotado de manera controlable como se muestra en la Figura 5. La solución del biomaterial fue distribuido en la superficie del mandril al rotar, formando stents con una estructura tridimensional cilíndrica. En este sistema dispensador, los stents poliméricos biodegradables pueden ser manufacturados con un diámetro reducido de hasta 0.1 mm. Durante el proceso de fabricación, el flujo de la solución dispensada y la velocidad del cabezal que dispensa necesitan ser usados y determinados apropiadamente [11]. Notoriamente, el flujo se ve afectado por la concentración de las soluciones, tamaño de la pinta y presión de aire que se le aplica a la jeringa. Adicionalmente, la velocidad angular del mandril y la velocidad en movimiento del cabezal que distribuye la solución necesitan estar coordinados, dependiendo del diseño de los stents.

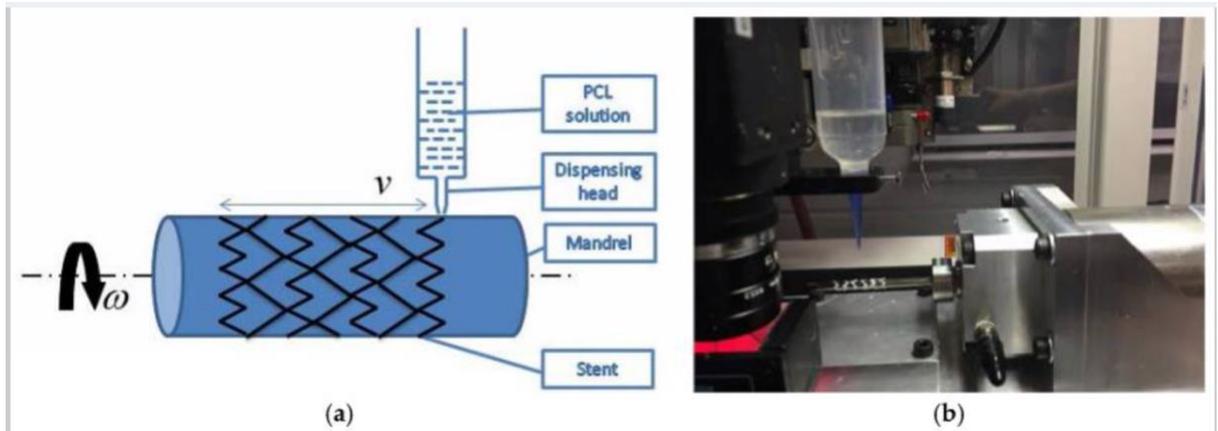


Figura 6: (a) Esquemático de la fabricación de un stent biodegradable. (b) Sistema de fabricación. (Recuperado de US National Library of Medicine, 2017).

El proceso depende de diversos parámetros, como voltaje aplicado, distancia punta-colector, tipo de polímero, conductividad de la solución y el entorno de aplicación. Por sus características, esta técnica ha adquirido interés en el terreno de la salud, particularmente para el desarrollo de dispositivos para problemas cardiovasculares.[12]

Esta técnica tiene el uso potencial dentro de las áreas de biomedicina, acabado de superficies, electrónica, sensores, refuerzo cerámico, etc. Además, la posibilidad de deformar y manipular las fibras flexibles electrospun le da mayor plusvalía a este método. Por ejemplo, alineamiento de fibras respecto a los diferentes ejes que pueden ser logradas mediante un diseño adecuado de campo eléctrico o de superficie rotatoria [13].

Los materiales utilizados en la fabricación del tejido protésico son también muy similares de unos productos a otros. Los tejidos más utilizados para la confección del cuerpo de las prótesis son los compuestos por multifilamentos de politetrafluoroetileno expandido (ePTFE), propileno fluorinado (FRP), polietileno y poliéster de alta densidad. La configuración de los multifilamentos confiere al dispositivo baja porosidad para resistir al crecimiento del aneurisma[14]. La tela

protésica se cose a una estructura metálica de soporte mediante suturas no reabsorbibles de hilo trenzado de poliéster, polipropileno monofilamento o ePTFE/FEP laminado. Los stents de soporte se fabrican en alambre de nitinol (aleación níquelitiano) o de acero inoxidable. Finalmente, las endoprótesis incorporan unas marcas radiopacas que permiten la comprobación de su posición una vez colocadas. Estas marcas suelen tener forma de botón o banda y se componen de aleación platinoiridio u oro.

Existen las endoprótesis aórticas prefabricadas, tanto torácicas como abdominales, tienen tres componentes en común: cuerpo, recto o cónico para la porción torácica y bifurcado para la abdominal; extensiones, necesarias en ocasiones para proporcionar un sellado completo; y sistema de liberación, en forma de catéter con mango integrado de un solo uso. [16]

Sistema de endoprótesis APTUS. Es un sistema de dos componentes: la prótesis propiamente dicha (de momento en estado experimental) y el sistema de seguridad aórtico Heli-FX® con forma de muelle (Figura 7), que actúa como una grapa anclando la endoprótesis a la aorta para proporcionar la fijación y el sellado permanente de la misma. Estas grapas se proporcionan en cassettes y se aplican con una grapadora electrónica. [17]



Figura 7. Izquierda: Endoprótesis APTUS. Centro: endoancla Heli-FX®. Derecha: grapadora y cassette.

Endoprótesis fenestradas. Presentan orificios redondos o festoneados en el cuerpo, que corresponden con el nacimiento de las arterias involucradas en el aneurisma para evitar su oclusión. Después de canular a través de los orificios la arteria visceral correspondiente, se coloca un stent expansible que servirá como puente entre la arteria en cuestión y el cuerpo del dispositivo. Este tipo de endoprótesis es más apropiado en general para el tratamiento de los JAA, ya que aumentan la fijación y la longitud de la alineación pero no necesariamente la longitud del sellado. La prótesis Zenith® Fenestrated AAA (Figura 8) es la más representativa de este grupo. El diseño es similar al anteriormente descrito para su homóloga convencional con la salvedad de las fenestras, que se crean en el dispositivo tras la toma de medidas obtenidas por angiografía de alta resolución. [18-19]

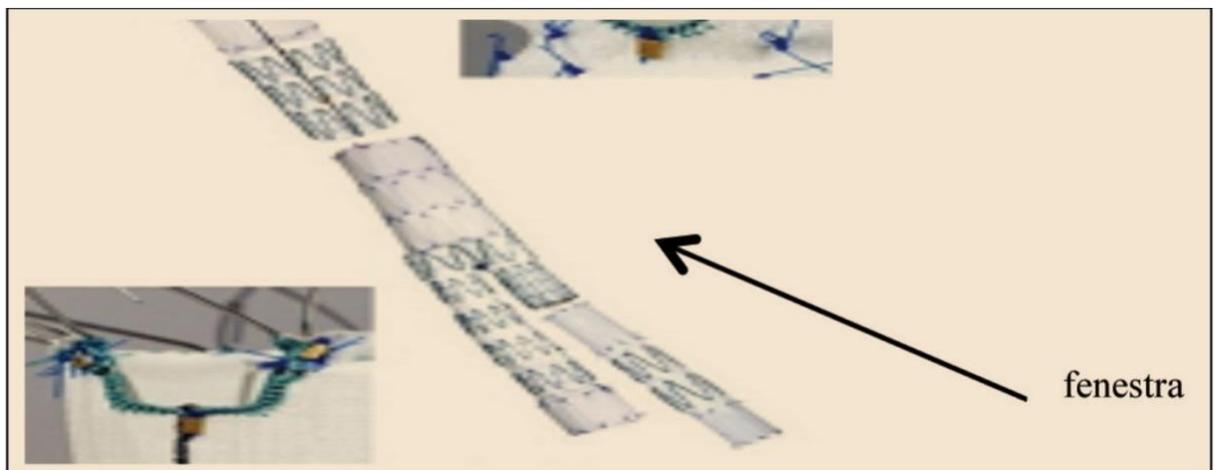


Figura 8: Endoprótesis Zenith® Fenestrada.

El eje polémico elegido para este documento fue la prueba mecánica de porosidad y permeabilidad (propiedades involucradas en el desempeño de la prótesis). Se diseñó una bomba de jeringa controlada con una interfaz digital para visualizar

comportamientos de diferentes materiales para el recubrimiento de la endoprótesis y conocer los resultados de las pruebas mecánicas en dicha interfaz.

Esta técnica resalta como una de las opciones para la fabricación de implantes vasculares sintéticos de diámetros pequeños (<5mm).

Aunque se han probado con animales y han tenido un resultados esperados y no esperados, destaca el hecho de que por el tipo de prótesis vasculares, aún se desconoce cómo afectan el espesor de la membrana y otras propiedades relacionadas con el transporte de masa en la pared humana, en la generación de varios núcleos celulares para la endotelización** del implante.

[20-22]

***Una **célula endotelial** es un tipo de célula aplanada que recubre el interior de los vasos sanguíneos y sobre todo de los capilares, formando parte de su pared.*

Los siguientes conceptos giran alrededor de la mecánica de fluidos, por su proceso de interacción con paredes arteriales y cuerpos sólidos comenzando por:

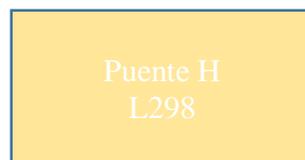
- La permeabilidad: es la capacidad que tiene un material de permitirle a un flujo que lo atravesase sin alterar su estructura interna. Se entiende que un material es permeable si deja pasar a través de él una cantidad apreciable de fluido en un tiempo dado, e impermeable o no impermeable si la cantidad de flujo es despreciable.
- La presión: es la magnitud escalar que relaciona la fuerza con la superficie sobre la cual actúa, es decir, equivale a la fuerza de la superficie.
- La porosidad o fracción de huecos: es una medida de espacios vacíos en un material, y es una fracción del volumen de huecos sobre el volumen total, entre 0-1, o bien como porcentaje, entre 0-100%. Para ser permeable, un material debe de ser poroso, es decir, debe contener espacios vacíos o poros que permitan un paso fácil del fluido. A su vez, tales espacios deben

de estar interconectados para que el fluido disponga de caminos para pasar a través del material.

El material en cuestión es la endoprótesis aórtica abdominal, la cual está hecha de teflón para que en función con el diseño del stent (resortes resistentes) pueda adherirse y lograr una nueva vía para la circulación de la sangre. El dispositivo se realizó en colaboración con la Escuela de Ciencias de Materiales de la Universidad de Sonora, que permitió el estudio de pruebas con distintos materiales, situaciones y métodos de fabricación que se pudieran presentar durante la manifestación de un aneurisma. Con referencias y expertos por parte del área biomédica y materiales, se desarrolló la investigación adecuada y procedimientos.

3 MODELO EXPERIMENTAL

La aproximación experimental propuesta consiste en un formador cilíndrico de aluminio acoplado perpendicularmente a la bomba inyectora de la fibra. En la Figura 9 muestra un diagrama de bloques lo cual hace una representación gráfica del sistema. Tanto la velocidad de giro del cilindro de aluminio como el espesor de la fibra y la densidad de la malla, el artefacto es controlado electrónicamente mediante un sistema microcontrolador embebido del tipo Arduino.



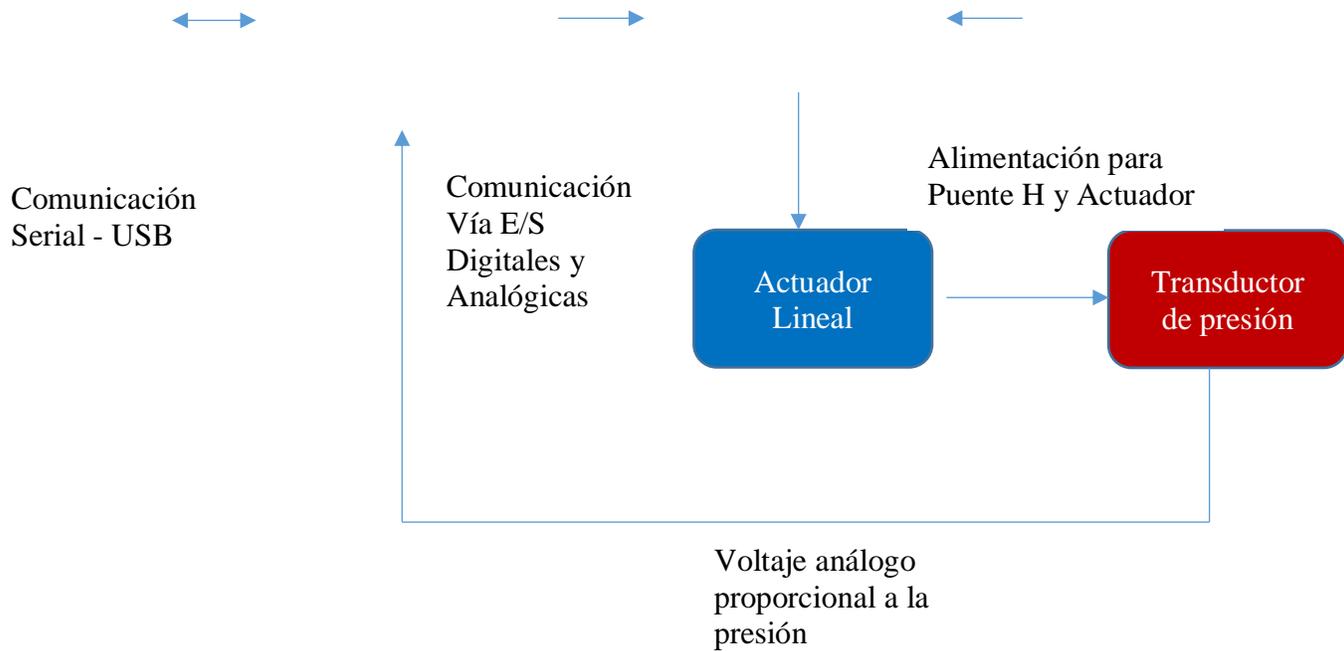


Figura 9. Diagrama de bloques de la bomba de jeringa.

Arduino: Es una plataforma de aprendizaje y desarrollo que contiene integración electrónica de alto rendimiento y bajo consumo eléctrico. Su herramienta de programación es fácil de usar para distintas aplicaciones, y es respaldada por una comunidad que apoya el desarrollo, comparte conocimientos y elabora librerías para que la programación facilite el uso de Arduino.

Arduino Mega: Es una placa con microcontrolador(es) para el desarrollo de software libre que impulsa la creación y complementación de dispositivos digitales (Figura 9). Asimismo, hace que objetos interactúen, detecten y controlen otras cosas en el mundo físico y digital. Está compuesto de bloques funcionales, los cuales cumplen con una tarea específica.

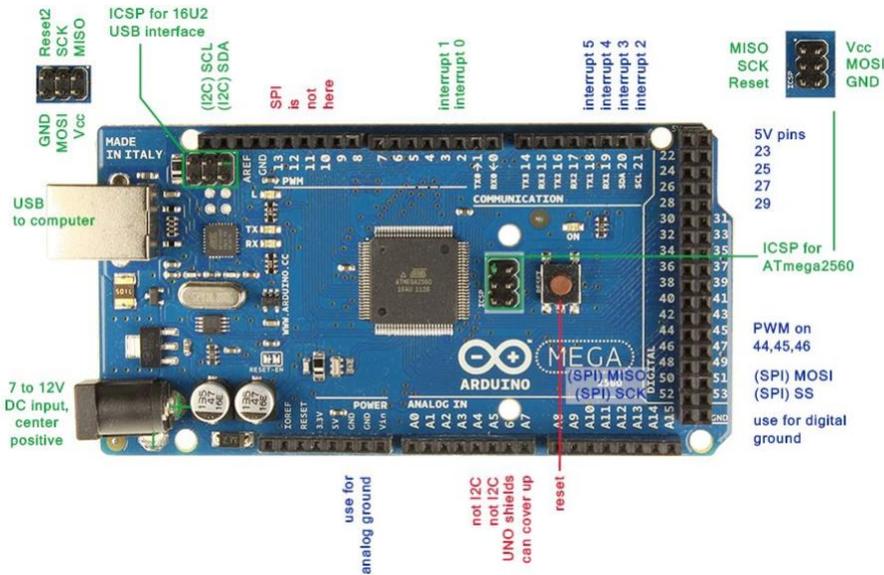


Figura 10: Placa Arduino Mega.

Actuador Lineal: Un actuador es un componente de una máquina que es responsable de mover y controlar un mecanismo o sistema. Es un dispositivo que convierte el movimiento de rotación de un motor de corriente continua de baja tensión en movimiento lineal, es decir, los movimientos de empuje y jalado (Figura 11).

Un actuador requiere de una señal de control y una fuente de energía. Es capaz de transformar energía hidráulica, neumática o eléctrica en la activación de un proceso con la finalidad de generar un efecto sobre un proceso automatizado. Este recibe la orden de un regulador o controlador, y en función a ella genera la orden para activar un elemento final de control, como por ejemplo una válvula.

Ahora bien, un actuador lineal (como su nombre lo dice) es un actuador que crea movimiento en una línea recta. Por lo general son usados como dispositivo auxiliar periférico de computadoras para discos duros, impresoras, válvulas, entre otras cosas que requieran un movimiento de línea recta. Un actuador lineal eléctrico consta de un motor, un engranaje y una rosca de eje que incluye una tuerca.

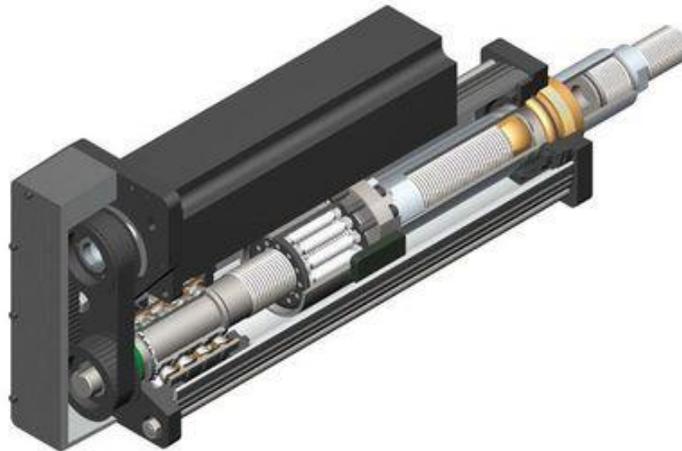


Figura 11: Actuador Lineal.

Fuente: Linak Actuadores S.L.u.

Solidworks: Es un software de diseño asistido por computador (CAD) para 2D y 3D. Este programa es utilizado frecuentemente para modelar piezas para el maquinado en CNC. La “construcción virtual” permite la extracción de planos y ficheros en el mundo físico (Figura 12).

El software fue utilizado para la creación de distintos prototipos virtuales a escala del proyecto para desarrollarlo lo más práctico posible con las medidas exactas de los elementos que forman parte del proyecto para que al tener un diseño final y aprobado, dichos elementos se puedan fabricar físicamente.



Figura 12: Programa Solidworks.

Fuente: Intelligy S.A. de C.V.

Puente H L298N: Un Puente H es un circuito electrónico cuyo uso general es para un motor eléctrico DC; da permiso para girar en ambos sentidos. Son muy usados en robótica y en convertidores de potencia. Su término proviene de su representación del esquema del circuito; consiste en 4 interruptores, y dependiendo de la combinación de estos al aplicarse tensión positiva o negativa es que permite el sentido de giro. Como su nombre lo indica, su representación gráfica del circuito representa a la letra H. Este se construye con 4 interruptores (mecánicos o electrónicos) ilustrado en la Figura 13.

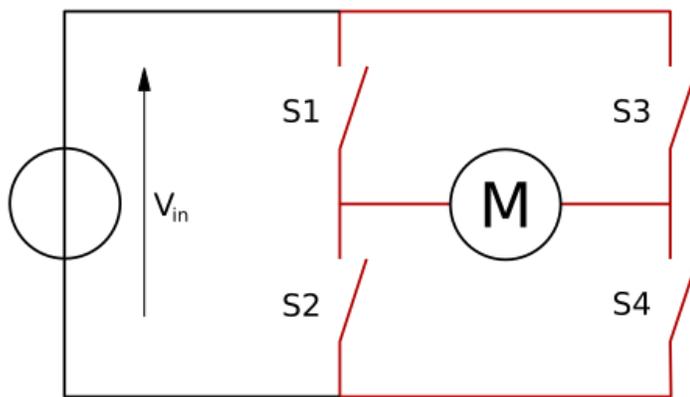


Figura 13: Estructura Puente H.

Fuente: Técnicas electrónicas digitales. A. Hermosa Donate. (1997).

Cuando los interruptores S1 y S4 como en la Figura 14 (a) están cerrados, se aplica una tensión positiva en el motor, haciéndolo girar en un sentido como en la figura 14 (b) (todo esto con los interruptores S3 y S2 cerrados). Abriendo los interruptores S1 y S4, el voltaje se invierte, permitiendo el giro en sentido inverso del motor.

Dicho esto, los interruptores que son representados en serie (S1 y S2; S3 y S4) nunca podrán estar cerrados al mismo tiempo porque esto provocaría un corto circuito en la fuente de tensión.

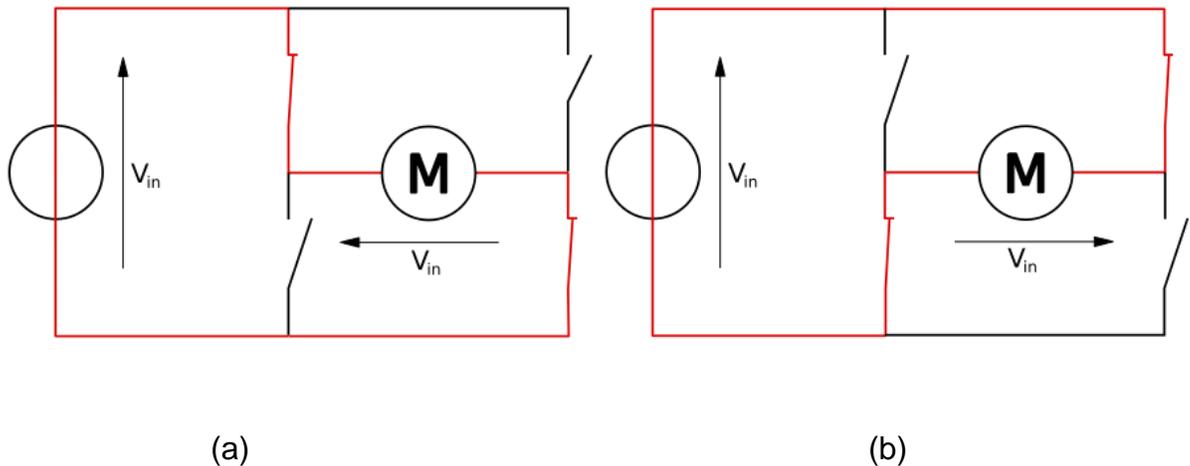


Figura 14: Dos estados básicos del circuito puente H. Recuperado de ELECTRÓNICA ANALÓGICA. L. Cuesta, A. Gil Padilla, F. Remiro. (2000).

El módulo que se usó para estas pruebas fue el L298N (Figura 15 y Figura 16) que permite completar su uso más sencillo con la placa Arduino por su conexión de pines a las dos tarjetas.

Este módulo posee dos canales de Puente H, pudiéndolos utilizar para controlar dos motores de corriente directa o un motor a pasos. Para alimentar se usa una fuente conectada a la entrada de 12V, pues el actuador lineal y los pines de salida a la derecha no son para voltajes menores de 12V, pueden ser hasta dos motores y el pin de 5V es considerado como salida.

Los pines ENA, IN1, IN2 corresponden a las entradas para controlar el MOTOR A (OUT1 y OUT2). De igual manera ENB, IN3, IN4 permiten controlar el MOTOR B (OUT3 y OUT4) ENA y ENB. Sirven para habilitar o deshabilitar sus respectivos motores, generalmente se utilizan para controlar la velocidad, ingresando una señal de PWM por estos pines. Si no se usan se deben de conectar los Jumper para que siempre estén habilitados.

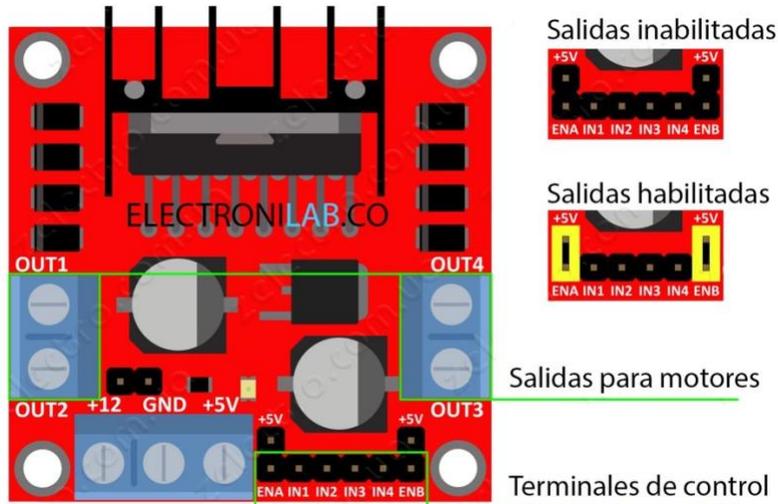


Figura 15: Driver L298N para Arduino.

Fuente: ElectroniLab. Ingeniería y Diseño. www.electronilab.co

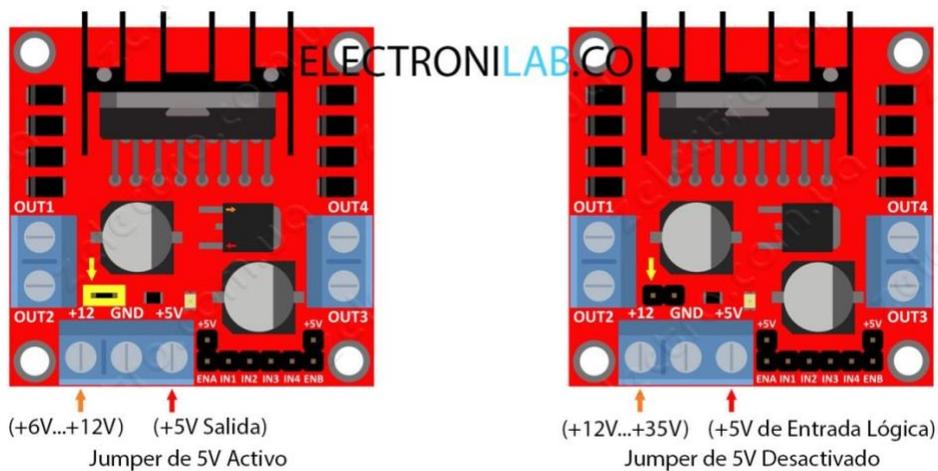


Figura 16: Figura 10 Driver L298N para Arduino.

Fuente: ElectroniLab. Ingeniería y Diseño. www.electronilab.co

Transconductor de presión: Es un dispositivo electrónico con la capacidad de convertir una determinada señal analógica o manifestación de energía de entrada a una diferente a su representación digital, como salida en valores que el usuario desearía verlos generados. Este transductor consta de pines(Figura 17) , los cuales son de Alimentación de Voltaje, Tierra y Señal. Su función en el sistema es para leer e interpretar mediciones. Como el transductor lee las señales análogas

y las interpreta como digitales, es decir, que lo que aparece se puede interpretar con números y funciones, para este caso se interpreta como presión, permeabilidad y porosidad. Se escogió ese tipo por su diseño sencillo, y porque los pines con los que cuenta embonan muy bien con los bloques de Arduino.



Figura 17: Transductor de presión.
Fuente: TE Connectivity.

3.1 TRABAJO EXPERIMENTAL Y RESULTADOS

El objetivo principal fue desarrollar una bomba de jeringa con el fin de controlarla por una interfaz digital, y así también visualizar datos para pruebas mecánicas y de material que permitan dar esa aprobación de resistencia para su implantación en humanos.

Para el desarrollo de esta aplicación se usó el modelo de proceso unificado con algunas simplificaciones para favorecer la viabilidad del proyecto abordado con la

cantidad de personal involucrado. En la Figura 18 se muestra una ilustración del material electrónico que se planteó para el proyecto, reemplazando un motor por un actuador lineal.

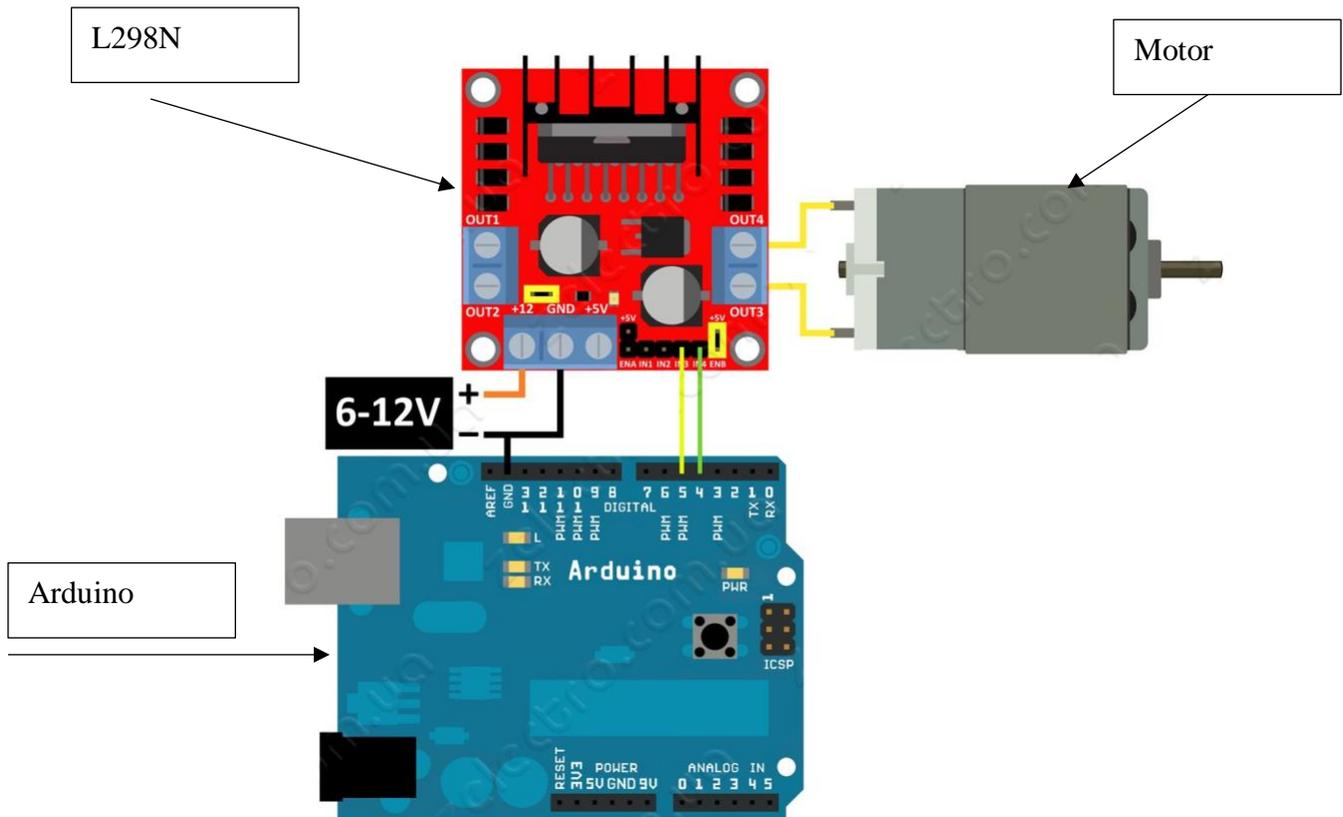


Figura 18: Figura 10 Driver L298N para Arduino.

Fuente: ElectroniLab. Ingeniería y Diseño. www.electronilab.co

El modelo de la aplicación se desarrolló con base en la bomba de infusión en el que los controles son por medio de una interfaz digital y el microprocesador es una placa Arduino que está programada con una base casi idéntica al control de velocidad y movimiento de la jeringa, solo que esta tiene como fin mostrar datos gráficos por medio de programación de Formato OpenSource (Software libre). Dicho software permitió conceptualizar el sistema analizado en modelos concretos independientes de la plataforma de desarrollo mostrándose el diseño en 3D en la Figura 19. Se elaboraron

tres modelos base que conformaron la parte sustancial del diseño total del software, estos modelos son:

- Modelo digital – Códigos de programación y diseños en CAD.
- Modelo físico – Actuador, placas y computadora en conexión.
- Modelo funcional – Demostración de todo en estado funcional.
-

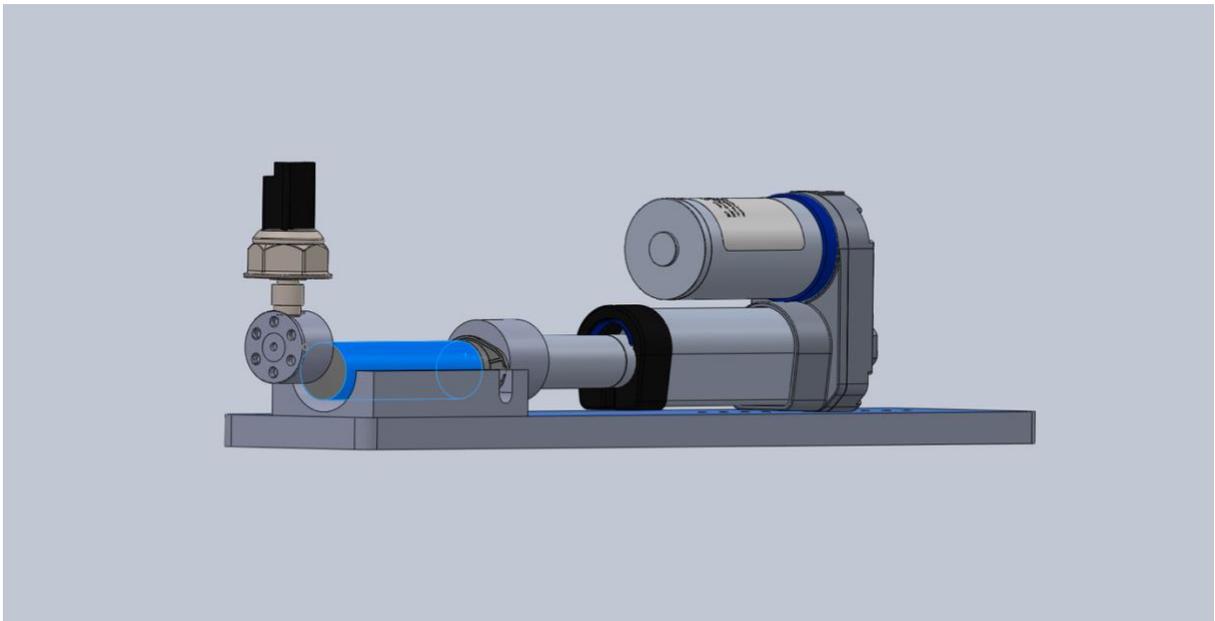


Figura 19: Diseño conceptual del proyecto en Solidworks.

•

El desarrollo del modelo funcional se realizó con base en una investigación y análisis preliminar de los objetos y del proceso de comportamientos y usos cotidianos de una bomba de infusión.

El modelo funcional generado dio como resultado seis pruebas de casos específicos, que conceptualizaron el modelo de operaciones del usuario final (que fueron estudiantes de posgrado en Ciencia de Materiales y Biomédicos) para dar su punto de vista. Cabe aclarar que se cambió el fluido de la jeringa para ver si el comportamiento

de la membrana de la endoprótesis actuaba diferente. Se hicieron dos pruebas con tres contenidos diferentes: aire, agua y un líquido que tiene la misma densidad que la sangre. Los resultados fueron medidos en PSI.

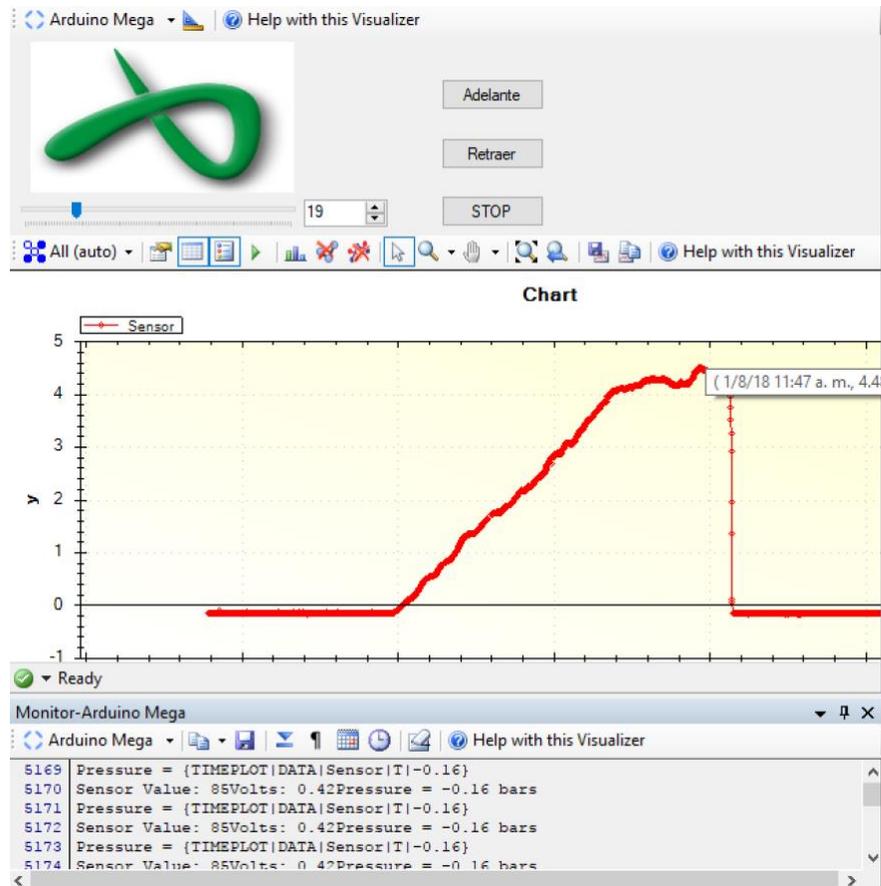


Figura 20: Interfaz digital creada en Megunolink.

El modelo digital del sistema representa la estructura de contenidos del funcionamiento de la bomba de infusión y su diseño prototipado en CAD mediante código en el programa que ofrece Arduino en su página oficial y el diseño en 3D con medidas en Solidworks especificadas. Este modelo alimenta la definición de validadores estructurales de los contenidos de una propuesta que se va a la realidad. Como un ejemplo, la Figura 20.

El código para este proyecto está anexado al final del documento En caso de que alguien no tenga conocimiento de cómo funciona, hay llamados y librerías dentro de lenguajes de programación para hacer una tarea más específica y objetivamente, en

este caso, se le llamó a la librería de MegunoLink. Se trata de programa tercero para el manejo de la interfaz digital que permite su control desde una computadora. Después, se muestra una serie de comandos para el control del actuador lineal, que se ejecutan cuando el usuario le ordene extenderse, retraerse y detenerse. También se muestra la traducción de cómo la placa Arduino detecta el comportamiento del transductor de presión y lo traduce a unidades numéricas en la Figura 21.

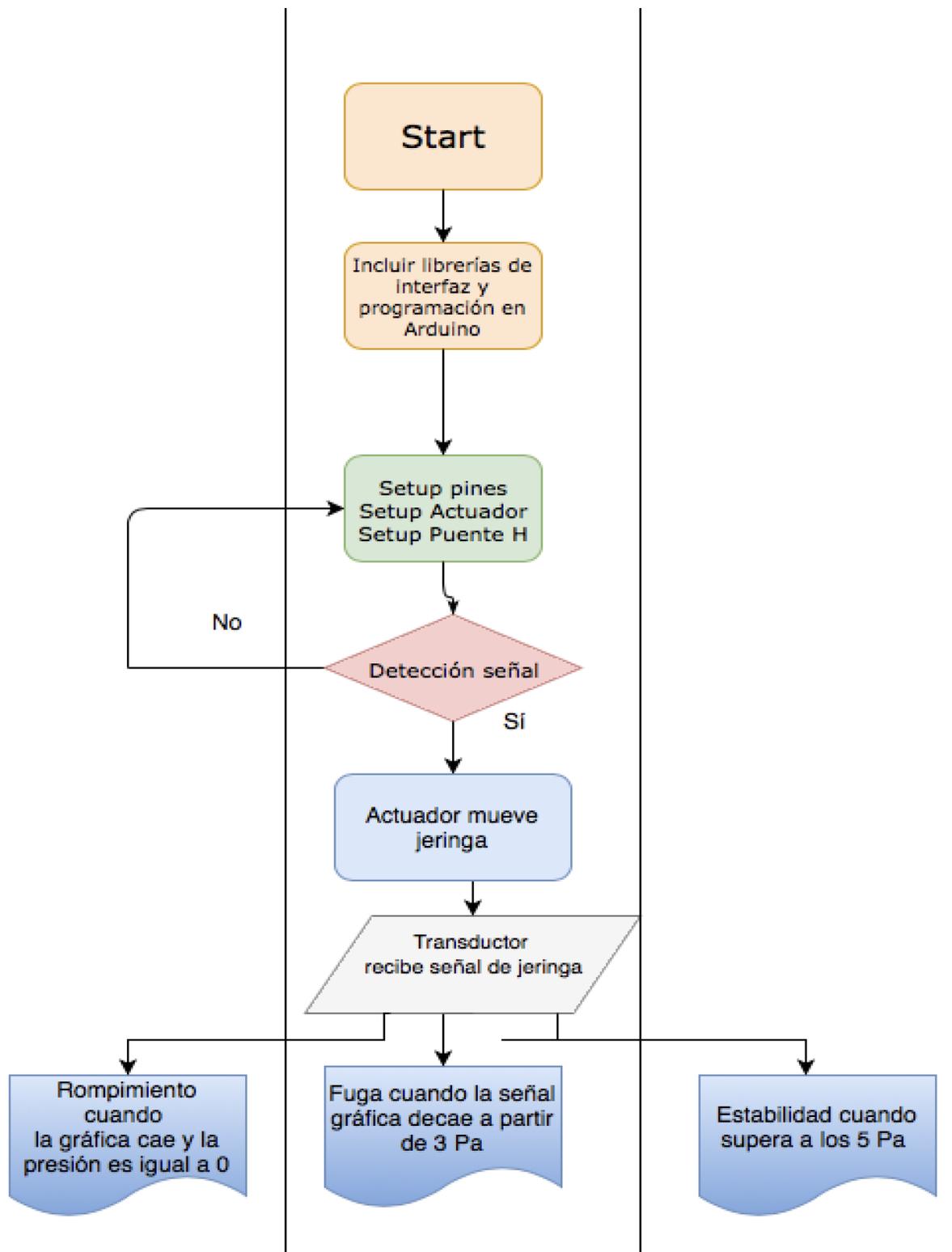


Figura 21: Diagrama de Flujo de funcionalidad del código.

El modelo físico está compuesto por diferentes materiales, los cuales corresponden función de casos de uso y en lógica de aplicación con las interacciones y asociaciones. Este modelo está formado por un actuador lineal, una placa Arduino, una placa puente H para la incorporación con Arduino y “fixtures”, que en términos más sencillos, se les conoce como un cople personalizado que se diseñó para este proyecto. Además establece las asociaciones entre el modelo funcional y el modelo digital de la aplicación.

4 CONCLUSIONES

La presente investigación se ha dedicado a las pruebas de permeabilidad y porosidad de una endoprótesis aórtica para tratamiento de aneurisma. La aportación principal de este trabajo consiste en el diseño e implementación de un sistema automatizado de presión por medio de microcontroladores a partir de la traducción de tareas automatizadas a líneas de código que se quieren a hacer en función de las condiciones del entorno al programar la interacción con el mundo exterior mediante actuadores y sensores.

En el desarrollo del trabajo de investigación que ha dado lugar a la presente tesis se han alcanzado los objetivos inicialmente planteados en cuanto a:

- Desarrollar y producir un implante endovascular dentro de México
- Fabricación de fibras para el implante
- Pruebas mecánicas para el implante previo a pruebas clínicas.

La arquitectura de la bomba pone en evidencia la posibilidad de expandir su uso como el administrar líquidos intravenosos (ej. Agentes quimioterápicos, antibióticos, anestesia, etc.). Se puede aplicar en uso de mediciones para pruebas mecánicas como esta o un esquema automatizado para suministro.

Ciertamente, esta arquitectura puede transportar volúmenes de líquidos de diferentes órdenes de magnitud de acuerdo a la capacidad neta de transmisión, sin embargo, esta versión de la aplicación no es muy exigente, pues el método que se utiliza frente a la necesidad puede desperdiciarse o reutilizarse para efectos de investigación y metodología. Lo anterior no quiere decir que la bomba de infusión planteada no se pueda extender a manejar la transmisión de diagnósticos en tiempo real del objeto a prueba y otro tipo de datos que el usuario final desee ver. El uso de tecnologías que permiten una arquitectura abierta hace promisorio la extensión de la misma a otras áreas relacionadas con la gestión de historias clínicas electrónicas.

Los objetivos específicos que se buscaron fueron:

- Por el conjunto de pruebas, permite dar seguimiento para otras pruebas que permitan mejorar el diseño o cambiar materiales del producto final. Asimismo, permite su paso a pruebas en animales o humanos.

TRABAJO A FUTURO

Finalmente quedaría plantear cuales pueden ser las líneas futuras de investigación. Como continuación natural del trabajo desarrollado en esta tesis, una línea futura inmediata podría ser:

- Extender los estudios expuestos en esta tesis al estudio de pruebas de permeabilidad y porosidad pero a la nueva generación de implantes endovasculares bioabsorbibles.
- Trabajar en mejorar el modelo dinámico utilizado en esta tesis para determinar la variación de rompimiento o ruptura.

- Extender los estudios expuestos en esta tesis al estudio de otros tipos de implantes endovasculares, en especial en el manejo de los aneurismas intracraneales.

El valor de lo logrado a nivel personal fue el poder desarrollar un proyecto en conjunto con otras mentes y áreas para poder lograr un impacto social si se lleva a gran escala en un futuro. Esta experiencia me dejó ver un área de estudio que no había visto en las compañías de investigación y desarrollo; la colaboración del lado académico para el bien común. En un inicio, tenía un vago concepto del perfil de investigador, donde compartían artículos y teorías dentro de su comunidad.

5 ANEXO

Código Arduino

```
#include "MegunoLink.h"
TimePlot MyPlot;

#include "CommandHandler.h"
int ENA = 10;
int IN1 = 9;
int IN2 = 8;
int GoalPosition = 400;
int CurrentPosition = 0;
bool IsExtending = false;
bool IsRetracting = false;

CommandHandler<> SerialCommandHandler;

void setup() {
  Serial.begin(115200);
  Serial.println(F("!Adelante n\r\n"));
  Serial.println(F("!Retraer\r\n"));
  Serial.println(F("!Paro\r\n"));

  pinMode (ENA, OUTPUT);
  pinMode (IN1, OUTPUT);
  pinMode (IN2, OUTPUT);

  SerialCommandHandler.AddCommand(F("Adelante"), Cmd_GoalPosition);
  SerialCommandHandler.AddCommand(F("Retraer"), Cmd_RetractPosition);
  SerialCommandHandler.AddCommand(F("Paro"), Cmd_Stop);

  SerialCommandHandler.SetDefaultHandler(Cmd_Unknown);
```

```
}
```

```
void extendActuator()
```

```
{  
    digitalWrite(IN2, LOW);  
    delay(250);  
    digitalWrite(IN1, HIGH);  
    analogWrite (ENA, 255);  
}
```

```
void retractActuator()
```

```
{  
    digitalWrite(IN1, LOW);  
    delay(250);  
    digitalWrite(IN2, HIGH);  
    analogWrite (ENA, 255);  
}
```

```
void stopActuator()
```

```
{  
    digitalWrite(IN1, LOW);  
    digitalWrite(IN2, LOW);  
    analogWrite (ENA, 0);  
}
```

```
void Cmd_Unknown()
```

```
{  
    Serial.println(F("Try another. "));  
}
```

```
void Cmd_CurrentPosition(CommandParameter &Parameters)
```

```
{  
    CurrentPosition = CurrentPosition + 1;  
}
```

```
void Cmd_GoalPosition(CommandParameter &Parameters)
{
    extendActuator();
}

void Cmd_RetractPosition(CommandParameter &Parameters)
{
    retractActuator();
}

void Cmd_Stop(CommandParameter &Parameters)
{
    stopActuator();
}

void loop () {
    SerialCommandHandler.Process();
    int sensorVal = analogRead(A1);
    Serial.print("Sensor Value: ");
    Serial.print(sensorVal);

    float voltage = (sensorVal*5.0)/1024.0;
    Serial.print("Volts: ");
    Serial.print(voltage);

    float pressure_pascal = (3.0*((float)voltage-0.47))*1000000.0;
    float pressure_bar = pressure_pascal/10e5;
    Serial.print("Pressure = ");
    Serial.print(pressure_bar);
    Serial.println(" bars");
    Serial.print("Pressure = ");

    MyPlot.SendData("Sensor", pressure_bar);
}
```

6 REFERENCIAS

1. Nelly Toche. (2017). Las carreras con mayor demanda a futuro. 01 de julio de 2017, de El Economista Sitio web: <https://www.eleconomista.com.mx/politica/Las-carreras-con-mayor-demanda-a-futuro-20170701-0003.html>
2. Centro de prensa . (2018). Las 10 principales causas de defunción. 24 de mayo de 2018, de OMS Sitio web: <https://www.who.int/es/news-room/factsheets/detail/the-top-10-causes-of-death>
3. WOLINSKY H(1976): A lamellar unit of aortic medial structure and function in mammals. Circulation Research; 20: 99.
4. Julio C. Palmaz. (1993). Intravascular stents: Tissue-stent interactions and design considerations. Estados Unidos: AJR.160: 613-618.
5. Instituto Nacional del Corazón, los Pulmones y la Sangre. (2018). Aneurisma aórtico. 17 de julio del 2018, de MedlinePlus. Sitio web: <https://medlineplus.gov/spanish/aorticaneurysm.html>
6. Recuperado de <https://periodicosalud.com/sistema-circulatorio-que-es-funcion-partes-enfermedades/>.
7. Sebastià Cerqueda C, y Quiroga Gómez S (2005): Monografía SERAM. La Radiología en Urgencias. Temas de actualidad. Cap. 8. Patología aórtica aguda. Madrid. Médica Panamericana; 51-58.
8. Mayo Foundation for Medical Education and Research (2019). Aneurisma de la aorta torácica. Sitio Web: <https://www.mayoclinic.org/es-es/diseases-conditions/thoracic-aortic-aneurysm/diagnosis-treatment/drc-20350193>

9. Recuperado de <https://www.mayoclinic.org/es-es/diseases-conditions/thoracic-aortic-aneurysm/diagnosis-treatment/drc-20350193>

10. Ding, Y., et. al. (2018). Sten graft coverage of dual-stent strategy in the management of abdominal aortic aneurisms. Nature.com. Recuperado de <https://www.nature.com/articles/s41598-018-34354-2>.

11. Li MG, Tian XY, Chen XB. (2009). A brief review of dispensing-based rapid prototyping techniques in tissue scaffold fabrication: role of modeling on scaffold properties prediction. Septiembre 2009, de PubliMed. Sitio web: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20811104/>

12. Wang J, Shah A, Yu X. (2011): The influence of fiber thickness, wall thickness and gap distance on the spiral nanofibrous scaffolds for bone tissue engineering. Material Science and Engineering C.; 31:50-6.

13. Sill TJ, Von Recum HA (2008) "Electrospinning: Applications in Drug Delivery and Tissue Engineering," Biomaterials, 29, 1989.

14. Hasan A, Memic A, Annabi N, Hossain M, Paul A, Dokmeci MR (2014): Et al. Electrospun scaffolds for tissue engineering of vascular grafts. Acta Biomaterialia; 10:11-25.

15. Medtronic Inc. (2013) Instrucciones de uso Valiant®, Sistema de endoprótesis torácica con el sistema de liberación Captivia.. p369-386.

- 16.** Metha M, Henretta J, Glickman M, Deaton D, . (2014). Outcome of the pivotal study of the Aptus endovascular abdominal aortic aneurysms repair system.. *En Vasc Surg.* (275-285). Estados Unidos: Mosby Inc.
- 17.** BICKERSTAFF LK, PAIROLERO PC, HOLLIER LH, ET AL(1982;): Thoracic aortic aneurysms: a population. *Estudio basado en Cirugía:* 92: 1103.
- 18.** Fairman RM, Tucheck JM, Lee WA, Kasirajan K, White R, Mehta M(2012) VALOR II Investigators. Pivotal results for the Medtronic Valiant Thoracic Stent Graft System in the VALOR II trial. *J Vasc Surg.*56(5):)(1222-1231) Estados Unidos: Mosby Inc.
- 19.** Monahan TS, Schneider DB(2009). Fenestrated and Branched Stent Grafts for Repair of Complex Aortic Aneurysms. *Semin Vasc Surg.*22(3): (132-139) Estados Unidos: Mosby Inc.
- 20.** Rock, Matthew J., (2004): et al. "Molecular Basis Of Elastic Fiber Formation." *Journal Of Biological Chemistry* 279.22 23748-23758. Estados Unidos. 10 nov. 2015.
- 21.** Stanger, Jon; Tucker, Nick; Staiger, Mark (2008): *Electrospinning*. Shrewsbury, Shropshire, Reino Unido: Rapra Technology Ltd. pp.3-9. ISBN 978-1-84735-091-6
- 22.** Tadáguila Montero F.M. (2003) *Monografías Seram. Imagen cardiovascular avanzada: RM y TC*. Madrid. Médica Panamericana: 93-99.