

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DEL ESTADO DE MÉXICO
FACULTAD DE MEDICINA
LICENCIATURA EN BIOINGENIERÍA MÉDICA
DEPARTAMENTO DE EVALUACIÓN PROFESIONAL



***“DISEÑO DE UN ROBOT SUAVE PARA BIOPSIAS EN LA REGIÓN
TORACOABDOMINAL COMPATIBLE CON RESONANCIA
MAGNÉTICA”***

TESIS
PARA OBTENER EL TÍTULO DE LICENCIADA EN BIOINGENIERÍA
MÉDICA

PRESENTA:

P.L.B.M. ISIS DANAÉ SÁNCHEZ HERNÁNDEZ

DIRECTORES DE TESIS:

DRA. ADRIANA HERLINDA VILCHIS GONZÁLEZ

DR. JUAN CARLOS ÁVILA VILCHIS

TOLUCA, ESTADO DE MÉXICO 2023

ÍNDICE

Introducción.....	4
Planteamiento del problema.....	5
Justificación.....	7
Meta de ingeniería.....	8
Objetivos	8
Alcances y limitaciones	9
Organización de la tesis	9
CAPÍTULO 1: MARCO TEÓRICO.....	10
1.1. Cáncer.....	10
1.1.1. Neoplasias.....	10
1.2. Cánceres de la región toracoabdominal.....	11
1.3. Diagnóstico del cáncer	13
1.3.1. Pruebas de laboratorio.	14
1.3.2. Pruebas con imágenes.....	14
1.3.3. Diagnóstico mediante biopsia.....	14
1.4. Tipos de biopsias	14
1.4.1. Biopsia de médula ósea	15
1.4.2. Biopsia endoscópica.....	15
1.4.3. Biopsia laparoscópica.....	16
1.4.4. Biopsias de líquido.....	16
1.4.5. Biopsia de piel	16
1.4.6. Biopsia de punción con aguja.....	17
1.4.7. Biopsia quirúrgica	20
1.5. Resonancia Magnética (RM).....	20
1.5.1. Principios de funcionamiento de la RM.....	20
1.5.2. Contraindicaciones de la RM.....	21
1.6. Robótica Médica	21
1.6.1. Robots quirúrgicos.....	22
1.6.2. Robótica rígida.....	23
1.6.3. Robótica suave.....	23
CAPÍTULO 2: ESTADO DEL ARTE	29

CAPÍTULO 3: METODOLOGÍA.....	41
3.1. Identificación del procedimiento de biopsia de punción	42
3.2. Determinación de los materiales de construcción	43
3.3. Propiedades del robot	46
3.3.1. Grados de libertad	46
3.3.2. Tamaño y Peso.....	47
3.3.3. Actuadores	48
3.4. Elaboración de propuestas de actuador.....	49
3.4.1. Diseño CAD.....	49
3.4.2. Moldes	50
3.4.3. Actuador	56
3.5. Selección de actuador.....	69
3.6. Transmisión de energía del sistema.....	70
3.6.1. Compresor de aire	70
3.6.2. Válvula neumática	71
3.7. Estructura armazón del dispositivo	75
3.8. Sensor y control	76
3.9. Vinculación y coordinación de las etapas.....	78
3.10. Evaluación del modelo físico experimental	80
CAPÍTULO 4: RESULTADOS Y CONCLUSIONES	83
4.1. Resultados	83
4.1.1. Impresiones 3D.....	84
4.1.2. Actuadores de silicona.....	84
4.1.3. Estructura armazón	85
4.1.4. Componentes electrónicos (servomotores y sensores)	85
4.1.5. Generalidades de funcionamiento	85
4.2. Conclusiones.....	86
REFERENCIAS.....	88
ANEXO A	99
ANEXO B	108

Introducción

En los últimos años se han desarrollado tecnologías que permiten diagnosticar diversos tumores malignos oportunamente, algunos de estos, son dispositivos robóticos que se apoyan en los estudios por imagen para localizar los tejidos anormales con mayor precisión.

En el presente trabajo se propone el diseño y construcción de un dispositivo robótico para obtener muestras de tejido con sospecha de contener células cancerígenas en la región toracoabdominal. Este dispositivo pretende estar dentro del cuarto de la Resonancia Magnética (RM) ya que se ha diseñado y construido bajo las limitaciones que este equipo plantea al no ser compatible con ningún material potencialmente magnetizable. Para superar este desafío se ha implementado una rama reciente de la robótica conocida popularmente como “soft robotics” o “robótica suave” la cual pretende tener una interacción más cómoda y amigable con los seres vivos al estar inspirada en la misma naturaleza, y en este sentido poder trabajar con el equipo de Resonancia Magnética de forma segura.

El dispositivo se conforma de actuadores elásticos generados con una silicona y accionados neumáticamente, a su vez, las piezas sólidas necesarias han sido impresas en 3D en un material plástico. Esta plataforma robótica cuenta con otros elementos como válvulas, sensores, compresor de aire y un sistema electrónico que se encargan del funcionamiento del robot; estos elementos se han contemplado para ubicarse fuera del cuarto de estudio de Resonancia Magnética donde los campos magnéticos no se vean intervenidos ni afectados.

Los resultados de esta tesis demuestran que la robótica suave es una alternativa útil e innovadora para dispositivos médicos debido a su morfología y constitución, además estas bondades permiten una interacción natural con el ser humano y segura al ser aplicable a diferentes ambientes dentro de la medicina a diferencia de la robótica rígida tradicional.

Planteamiento del problema

La enfermedad del cáncer está catalogada como un problema de salud pública, existen más de un centenar de variaciones de esta patología que se van incrementando cada año [1] [2]. Una estrategia útil para contrarrestar las elevadas cifras de letalidad que ocasiona esta enfermedad, es su detección y tratamiento en sus fases iniciales [2], para lograr esto es necesario contar con procedimientos y dispositivos que brinden diagnósticos oportunos.

Muchos de los tipos de cáncer existentes se presentan en sus etapas iniciales como tumores ubicados en los órganos y tejidos de la región toracoabdominal, para los cuales los estudios histopatológicos se basan principalmente en biopsias. Las catalogadas como biopsias quirúrgicas, resultan más invasivas para el organismo, conllevan un riesgo de infección postoperatoria más elevado, un tiempo de recuperación más largo y la inevitable presencia de una cicatriz; esto al compararse con la biopsia por punción que es un procedimiento menos invasivo [3] [4] [5].

Las biopsias por punción con aguja pueden obtenerse en forma directa cuando el tumor es superficial, pero cuando es profundo la biopsia por punción puede ser dirigida mediante estudios de imagen que proporcionan una guía más exacta sobre la ubicación del tejido que se busca extraer [1] [6].

Los estudios de imagenología que pueden ser empleados para guiar la biopsia por punción son la tomografía computarizada (TAC), las imágenes por resonancia magnética, las mastografías para tumores localizados en las glándulas mamarias o el ultrasonido [7]. En lo que a ultrasonidos refiere, y si bien este método de adquisición de imágenes no representa ningún riesgo para el organismo; carece significativamente de una buena resolución de imagen en comparación con el resto de los estudios mencionados, con un nivel de detalle bajo que puede comprometer una adecuada adquisición de la muestra en la biopsia [8]. Se sabe que, tanto en la tomografía computarizada como en la mastografía, si bien es posible obtener imágenes de buena resolución, se expone tanto a pacientes como al personal a radiación ionizante dado su principio de funcionamiento con rayos X; lo cual resulta perjudicial para la salud de ambos grupos [9]. La Resonancia Magnética (RM), por su parte, es capaz de proporcionar imágenes de alta calidad, brindando una excelente resolución de contraste entre los diferentes tejidos y estructuras anatómicas con un nivel de detalle elevado y también alta resolución espacial; además dado su principio de funcionamiento con campos electromagnéticos, no tiene repercusiones negativas comprobadas en la salud de los pacientes ni de quienes ejecutan el procedimiento; por lo que se considera como una buena alternativa al llevar a cabo biopsias por punción con aguja guiadas por estudios de imagen [10] [11] [12].

Adicional a las propiedades enlistadas, un solo estudio de resonancia magnética puede generar una considerable cantidad de imágenes del cuerpo que se pueden reconstruir en modelos tridimensionales de las estructuras anatómicas del paciente

[13], esto es útil ya que tienen el potencial de brindar coordenadas de la posición exacta del tejido blanco para la biopsia; sin embargo, y a pesar de esta utilidad, el éxito de la extracción de la muestra de tejido también se puede ver expuesto al error humano como factor desencadenante de una valoración errónea o en adicionales daños y peligros al paciente cuando se toma una muestra de tejido en una localización desacertada. Debido a estos riesgos, resulta conveniente considerar una automatización del proceso de esta extracción, reduciendo los riesgos en forma significativa [14] [15] .

Es posible lograr esta automatización con un dispositivo robótico de punción en conjunto con el estudio de resonancia magnética; en el que, una vez obtenidas las imágenes, se ubiquen las coordenadas exactas del tumor y disponiendo del robot, el personal genere su trayectoria, accionamiento, proceda a introducir la aguja y extraer una muestra del tejido.

Es importante considerar el principio de funcionamiento del estudio por imágenes de resonancia magnética, el cual se basa en producir un alto campo magnético capaz de atraer imanes o materiales magnetizables; por lo tanto, la robótica rígida no resulta viable para la resolución de este problema dadas las propiedades de los materiales y elementos que la componen; por lo que se plantea la construcción de este dispositivo generando actuadores suaves y empleando polímeros o materiales plásticos que no produzcan artefactos¹ en las imágenes y que tampoco se vean afectados por el campo magnético generado [11] [13].

De tal manera, en este trabajo se plantea como solución al problema abordado, el diseño de un robot suave para biopsias de punción con aguja en la región toracoabdominal compatible con resonancia magnética, el cual optimice las condiciones y resultados actuales en materia de biopsias como procedimiento diagnóstico de cáncer.

¹ Artefacto: Distorsión, adición o error en una imagen que no tiene relación con el sujeto o la región anatómica estudiada. Refiere a un efecto artificial que altera la calidad y fidelidad de la imagen, pudiendo encubrir una patología o crear hallazgos falsos.

Justificación

De acuerdo con el reporte de la Organización Mundial de la Salud (OMS), los tumores malignos (cáncer) representaron la segunda causa de muerte en el mundo en 2018, ocasionando 9.6 millones de defunciones. Casi una de cada seis defunciones en el mundo se debió a esta enfermedad [16]. En México, la magnitud de los efectos del cáncer en la salud no es muy diferente al panorama mundial, pues se ha posicionado como la tercera causa de muerte después de las enfermedades cardiovasculares y la diabetes [17]; sólo en 2020 dado el brote de la enfermedad COVID-19, el INEGI reportó que se vio desplazada a la cuarta causa de muerte. En las últimas cifras reportadas por el INEGI, hubo 44,533 decesos por cáncer en el país en el periodo Enero-Junio 2022 [18].

Sin embargo, las cifras podrían reducirse significativamente, ya que se calcula que entre el 30 y el 50% de los cánceres se pueden evitar. Para ello, es necesario reducir los factores de riesgo y aplicar estrategias preventivas de base científica. La prevención abarca también la detección precoz de la enfermedad y el tratamiento de los pacientes. Si se detectan a tiempo y se tratan adecuadamente, las posibilidades de recuperación para muchos tipos de cáncer son prometedoras [16]. La Sociedad Mexicana de Oncología considera además que las elevadas cifras de muertes por cáncer se deben a los diagnósticos tardíos. El 60% de los casos de cáncer en México es detectado en etapas avanzadas [19].

Hasta el momento, el método más preciso y eficiente para el diagnóstico de tumores potencialmente malignos es el estudio histopatológico, considerado indispensable para iniciar cualquier tipo de tratamiento que pueda recobrar la salud de los pacientes oncológicos [2]. Un estudio de cribado realizado en el Servicio Nacional de Salud Inglés (por un total de 11.3 millones de pruebas realizadas), reportó una asociación favorable entre el incremento de biopsias (de punción) realizadas por cada 1000 habitantes y el incremento de casos de cáncer detectados [20], lo que sugiere que incrementar la cantidad de biopsias que se llevan a cabo puede promover y mejorar la detección de tumores malignos en sus etapas iniciales.

También, debido a los atributos de las biopsias de punción, se ha demostrado un incremento en la preferencia tanto del paciente como del personal de salud hacia esta técnica sobre las biopsias quirúrgicas; reportándose que más del 80% de pacientes en los que se llevó a cabo una biopsia, terminaron siendo sometidos a dicha técnica [21].

Debido a esto, un sistema que automatice la técnica de adquisición de biopsias de punción con aguja representa una alternativa más precisa, segura y viable en el diagnóstico de cánceres, por lo cual se plantea la propuesta de este robot suave.

Meta de ingeniería

Desarrollar actuadores suaves e implementarlos en una plataforma experimental de un robot para biopsias de punción en la región toracoabdominal, observando los materiales de construcción física que se adhieren a los permitidos en la resonancia magnética.

Objetivos

- **Objetivo General**

Generar un modelo físico experimental de un sistema robótico suave para biopsias de punción compatible con resonancia magnética para pacientes con neoplasias desarrolladas en la región toracoabdominal.

- **Objetivos específicos**

- Identificar el protocolo y la normatividad vigente respecto a biopsias de punción con aguja en la región toracoabdominal guiadas por resonancia magnética.
- Proponer la estructura de los actuadores del robot suave buscando su adaptación a la anatomía, observando los lineamientos del tipo de biopsia señalado y cumpliendo su funcionalidad.
- Identificar las propiedades del robot (grados de libertad, morfología de los actuadores, peso y tamaño).
- Determinar los materiales para la construcción del robot considerando las limitaciones dentro del cuarto del equipo de resonancia magnética.
- Proponer modelos del actuador suave diseñados en software de diseño asistido por computadora y realizarlos con un material adecuado en moldes impresos en 3D.
- Evaluar los modelos desarrollados y seleccionar el más adecuado.
- Generar un prototipo físico del robot con base en el modelo de actuador seleccionado y de acuerdo con las especificaciones previstas.
- Realizar pruebas del funcionamiento preliminar del robot.
- Evaluar el desempeño y realizar las correcciones pertinentes.
- Valorar el funcionamiento final del robot en una plataforma experimental.

Alcances y limitaciones

El presente proyecto establece la construcción de una plataforma robótica, la cual aplica tecnologías de la robótica suave que modernizan el procedimiento de obtención de biopsias por punción en la región toracoabdominal al mismo tiempo que es compatible con el estudio de RM.

Esta plataforma se ha construido contemplando su funcionalidad para la población en general, independientemente del grupo de edad, sexo o raza a la que el individuo pertenezca. Asimismo, se adecua a las indicaciones de la Guía de Práctica Clínica (GPC) referente a la seguridad en el paciente quirúrgico [22]. Sin embargo, esta plataforma se limita a la simulación de dicho procedimiento y la evaluación del prototipo sin ser requerida la participación de sujetos de estudio en ninguna de las etapas de desarrollo del proyecto.

Cabe señalar que los cuestionarios aplicados (Anexo A), han sido respondidos por la autora con el apoyo de los directores de la investigación. Además, éstos se enfocan en la funcionalidad de las propuestas diseñadas, por lo cual no recolectan información sensible que pueda perjudicar a ninguno de los involucrados.

Se considera que, para etapas posteriores se pueda consolidar la automatización de la plataforma robótica y su posible conjunción con un sistema de adquisición de imágenes de resonancia magnética y ser probada en entornos reales.

Organización de la tesis

La tesis está integrada por cuatro capítulos. En el *Capítulo Uno: Marco Teórico* se proporciona la información necesaria como base para el proyecto. En el *Capítulo Dos: Estado del Arte* se describe una serie de trabajos similares de otros autores que han antecedido al dispositivo desarrollado. El *Capítulo Tres: Metodología* contiene el proceso y flujo de trabajo detallado que se ha seguido hasta llegar a la plataforma física experimental culminada. Por último, en el *Capítulo Cuatro: Resultados* se presentan los datos obtenidos del robot, analizando los objetivos alcanzados. Finalmente se reportan las *Conclusiones* y se discuten las oportunidades de mejora a futuro.

CAPÍTULO 1: MARCO TEÓRICO

1.1. Cáncer

El cáncer es un término genérico empleado para referirse a más de un centenar de enfermedades relacionadas [23]. En términos generales, el cáncer son neoplasias malignas o tumores malignos, que se pueden localizar en distintas partes del cuerpo [2]. Desde el punto de vista biológico, es un trastorno caracterizado por la alteración del equilibrio entre la proliferación y los mecanismos normales de muerte celular; su consecuencia es el desarrollo de una clona que puede invadir y destruir los tejidos adyacentes, y diseminarse hacia sitios distantes en los que se forman nuevas colonias u ocurre propagación metastásica. Con frecuencia esta anomalía conduce a la muerte del individuo por deterioro de la función de los órganos vitales. Este trastorno puede remontarse hasta los genes supresores, los oncogenes y productos que controlan la diferenciación y proliferación celulares [23] [24].

El cáncer es un problema de salud pública en México, al posicionarse como la tercer causa de muerte a nivel nacional con 44,533 decesos registrados de enero a junio de 2022 por el INEGI [2] [1].

1.1.1. Neoplasias

Una neoplasia (del griego, “nuevo crecimiento”) se puede definir como el proceso de proliferación descontrolado de células de un tejido, desencadenado por una serie de mutaciones adquiridas que afectan a una sola célula y a su progenie clónica. Por sus características histológicas o inclusive genéticas, una neoplasia puede ser de tipo benigno o maligno [23] [24].

Todos los tumores, benignos o malignos, tienen dos componentes básicos [25]:

- a) las células neoplásicas proliferantes que constituyen el parénquima, y
- b) el estroma de soporte, formado por tejido conjuntivo en el que se reconocen cantidades variables de vasos y nervios.

Para su crecimiento, las células neoplásicas necesitan un adecuado aporte sanguíneo proveniente de los vasos; además, hay en ello una estrecha relación con las células del estroma, que influyen de manera directa en la proliferación de las células neoplásicas [1].

1.1.1.1. Neoplasias benignas

Una neoplasia benigna es un tumor localizado, delimitado (sus bordes no son infiltrativos), regularmente con una cápsula fibrosa, de forma regular y células bien diferenciadas (similares a la célula que le dio origen). Una neoplasia benigna no invade el tejido adyacente ni metastatiza, sólo causa daño por compresión a los órganos o tejidos vecinos y no recurre después de la extirpación quirúrgica. La nomenclatura se centra en el sufijo *-oma*, sobre todo en tejidos blandos o

mesenquimatosos, ya que en los epitelios el término “*adenoma*” es como se denomina a las neoplasias benignas de este origen [23] [24].

1.1.1.2. Neoplasias malignas

Por otro lado, una neoplasia maligna se caracteriza por tumores en donde hay células anormales que se multiplican sin control y pueden invadir los tejidos cercanos. Las células de neoplasias malignas también se pueden diseminar hasta otras partes del cuerpo a través del torrente sanguíneo y el sistema linfático (metástasis). En la nomenclatura de los casos de tejidos blandos el sufijo “*sarcoma*” denomina el comportamiento maligno, mientras que “*carcinoma*” se refiere a neoplasias malignas originadas de epitelios de revestimiento y adenocarcinomas para aquellas con origen en epitelio glandular [23] [24]. Un nombre genérico designado a las neoplasias malignas, o tumores malignos es el de *cáncer* [16].

Existen diversos tipos de *cáncer* y cada año van en incremento, sin embargo, se aprecia una gran variación geográfica en la incidencia de cánceres concretos que se atribuye, sobre todo, a diferentes exposiciones a los carcinógenos ambientales [23] [19].

1.2. Cánceres de la región toracoabdominal

La Organización Panamericana de la Salud junto con la Organización Mundial de la Salud se han encargado de clasificar y cuantificar los tipos de *cáncer* que se presentan en el mundo [2] [26], mostrado en la Tabla I. La agrupación de los tumores se efectúa predominantemente por la localización anatómica dentro de grandes grupos de comportamiento [26].

Tabla I Clasificación de tumores malignos (cáncer) [26].

Clasificación General	Grupo	Región anatómica que comprende
C00 – C75 Tumores malignos, que se declaran o se presumen como primarios, de sitio anatómico especificado, excepto de los tejidos linfático, hematopoyético y similares	C00 – C14	Labio, cavidad bucal y faringe
	C15 – C26	Órganos digestivos
	C30 – C39	Órganos respiratorios e intratorácicos
	C40 – C41	Huesos y cartílagos articulares
	C43 – C44	Piel
	C45 – C49	Tejidos mesoteliales y tejidos blandos
	C50	Mama
	C51 – C58	Órganos genitales femeninos
	C60 – C63	Órganos genitales masculinos
	C64 – C68	Vías urinarias
C69 – C72	Ojo, encéfalo y otras partes del sistema nervioso central	

	C73 – C75	Glándula tiroides y otras glándulas endocrinas
C76 – C80	Tumores malignos de sitios mal definidos, secundarios y de sitios no especificados	
C81 – C96	Tumores malignos (declarados o presuntos como primarios) del tejido linfático, de los órganos hematopoyéticos y de tejidos afines	
C97	Tumores malignos (primarios) de sitios múltiples independientes	

Cabe mencionar que las categorías C76–C80 incluyen los tumores malignos en los que no se indica claramente el sitio de origen o que se identifican como “diseminados”, “esparcidos” o “extendidos” sin mención del origen. En todos los casos, el sitio primario se considera desconocido [26].

Los conjuntos de tumores localizados de la región toracoabdominal se enlistan en la Tabla II.

Tabla II Tumores malignos de la región toracoabdominal [26].

Clasificación general	Grupo	Región anatómica que comprende
C00 – C75 Tumores malignos primarios, de sitio anatómico especificado, excepto de los tejidos linfático, hematopoyético y similares.	C15 – C26	Órganos digestivos
	C30 – C39	Órganos respiratorios e intratorácicos
	C50	Mama
	C64 – C68	Vías urinarias

Los tumores malignos que se localizan en la región toracoabdominal son:

- C15: Tumor maligno del esófago
- C16: Tumor maligno del estómago
- C17: Tumor maligno del intestino delgado
- C18: Tumor maligno del colon
- C19: Tumor maligno de la unión rectosigmoidea
- C20: Tumor maligno del recto
- C22: Tumor maligno del hígado y de las vías biliares intrahepáticas
- C23: Tumor maligno de la vesícula biliar
- C24: Tumor maligno de otras partes y de las no especificadas de las vías biliares
- C25: Tumor maligno del páncreas
- C26: Tumor maligno de otros sitios y de los mal definidos de los órganos digestivos

- C34: Tumor maligno de los bronquios y del pulmón
- C37: Tumor maligno del timo
- C38: Tumor maligno del corazón, del mediastino y de la pleura
- C39: Tumor maligno de otros sitios y de los mal definidos del sistema respiratorio y de los órganos intratorácicos
- C45: Mesotelioma
- C48: Tumor maligno del peritoneo y del retroperitoneo
- C50: Tumor maligno de la mama
- C64: Tumor maligno del riñón, excepto de la pelvis renal
- C65: Tumor maligno de la pelvis renal
- C66: Tumor maligno del uréter
- C67: Tumor maligno de la vejiga urinaria
- C68: Tumor maligno de otros órganos urinarios y de los no especificados

1.3. Diagnóstico del cáncer

En México, según datos del Instituto Nacional de Cancerología, el 60% de los casos son detectados en etapas avanzadas, cuando las posibilidades de realizar tratamientos eficaces y lograr la curación han menguado considerablemente [19] [2]. Todo ello pone de relieve la necesidad de abordar con mayor precisión la relación existente entre el cáncer y los factores de riesgo asociados a su mortalidad, así como de mejorar las estrategias de prevención y diagnóstico en las poblaciones sintomáticas y en las poblaciones asintomáticas en riesgo [19] [6].

Muchos tipos de cáncer se podrían prevenir evitando la exposición a factores de riesgo comunes y aplicando estrategias preventivas de base científica, reduciendo entre el 30% y 50% la incidencia de esta patología [27]. La prevención abarca también la detección precoz de la enfermedad y el tratamiento, así como el cuidado adecuado de los pacientes. Si se detectan a tiempo y se tratan oportunamente, las posibilidades de recuperación para muchos tipos de cáncer son prometedoras [16]. Para ello, es fundamental el cribado² y el diagnóstico temprano [1] [19].

Cuando una persona presenta síntomas de algún tipo de cáncer o si los resultados de sus exámenes de detección parecen indicar que hay cáncer, el médico examina si la causa es cáncer u otra patología.

Como primer paso, el doctor puede analizar los antecedentes médicos personales y familiares, y hacer un examen físico. El doctor puede también ordenar pruebas de

² Realización de pruebas diagnósticas a personas, en principio sanas, para distinguir aquellas que probablemente estén enfermas de las que probablemente no lo están. Se trata de una actividad de prevención secundaria, cuyo objetivo es la detección precoz de una determinada enfermedad a fin de mejorar su pronóstico y evitar la mortalidad prematura y/o la discapacidad asociada a la misma. También es posible la detección previa de la enfermedad en cuestión, cuyo tratamiento permitirá además reducir su incidencia.

laboratorio, pruebas con estudios de imagenología o algunas otras pruebas o procedimientos. Sin embargo, la biopsia generalmente es la única manera de saber con certeza si se trata de cáncer [28] [29].

1.3.1. Pruebas de laboratorio.

Las concentraciones altas o bajas de ciertas sustancias en el cuerpo pueden ser un signo de cáncer. Por lo que los análisis de sangre, de orina u otros fluidos corporales que miden esas sustancias ayudan a los doctores a establecer un diagnóstico. Sin embargo, los análisis de laboratorio anormales no son un signo seguro de cáncer [28].

Algunas pruebas de laboratorio incluyen exámenes de sangre o muestras de tejido para detectar la presencia de marcadores tumorales. Los marcadores tumorales son sustancias producidas por las células cancerosas u otras células del cuerpo como respuesta al cáncer. Tanto las células normales como las células cancerosas generan la mayoría de los marcadores tumorales, pero las células cancerosas se producen en cantidades mucho mayores [1] [28].

1.3.2. Pruebas con imágenes

Las pruebas con imágenes reproducen áreas internas del cuerpo que ayudan al doctor a detectar la presencia de un tumor. Estas imágenes se pueden obtener mediante distintos equipos médicos [1] [28]:

- Tomografía computarizada
- Resonancia Magnética
- Tomografía Nuclear
- Gammagrafía ósea
- Tomografía por emisión de positrones (PET)
- Ecografía
- Rayos X

1.3.3. Diagnóstico mediante biopsia

El método más eficaz y preciso para el diagnóstico de los tumores es el estudio histopatológico mediante biopsia, que es indispensable para iniciar cualquier tratamiento [1] [30]. La mayor parte de las veces el estudio histopatológico permite clasificar la neoplasia, estadificarla y anticipar su evolución biológica [1].

La siguiente sección comprende más ampliamente el diagnóstico de cáncer mediante biopsia y los diferentes métodos utilizados.

1.4. Tipos de biopsias

La biopsia es una muestra de tejido o células que se obtiene de un tumor. En la mayor parte de las veces se efectúa con la intención de precisar el diagnóstico definitivo y exacto de una neoplasia. Tal diagnóstico depende de cuán adecuados

sean la toma y el procesamiento de la muestra. Esta evaluación es una parte crucial de la posible terapia posterior y por ello el médico encargado de la atención de los individuos con cáncer debe ser un experto en la obtención y procesamiento inicial de las biopsias y las muestras citológicas [1] [6].

Existen diferentes tipos de biopsias, clasificadas de acuerdo con la proporción de la masa total del tumor que se extrae, el método de obtención del tejido, y la región anatómica en la que se encuentra el tumor [4]. A continuación, se muestran los diferentes tipos de biopsias de acuerdo con su clasificación general.

1.4.1. Biopsia de médula ósea

Utilizada cuando se detecta una anomalía en la sangre o si el médico sospecha que el cáncer se ha originado en la médula ósea o ha viajado hasta ella. Por lo general, la biopsia de médula ósea se utiliza para diagnosticar una variedad de problemas sanguíneos, cancerosos y no cancerosos, entre ellos, algunos tipos de cáncer en la sangre, como leucemia, linfoma y mieloma múltiple. Una biopsia de médula ósea también puede detectar tipos de cáncer que se originaron en otro lado y viajaron a la médula ósea [7].

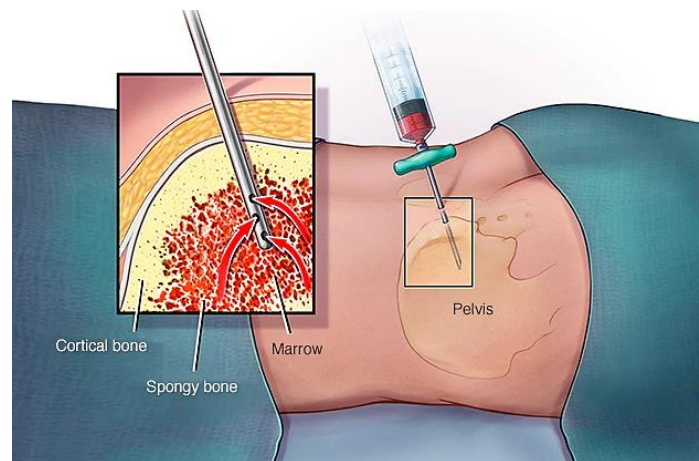


Figura 1 Biopsia de médula ósea [7].

En una biopsia de médula ósea, el médico extrae una muestra de médula ósea de la parte posterior del hueso de la cadera utilizando una aguja larga (ver Figura 1). En algunos casos, el médico puede realizar una biopsia de médula de otros huesos del cuerpo. Se suministra anestesia local antes de una biopsia de médula ósea para reducir el malestar durante el procedimiento [7] [31].

1.4.2. Biopsia endoscópica

El tipo de biopsia endoscópica que se realiza depende de la ubicación de la zona sospechosa. Los tubos que se utilizan en una biopsia endoscópica se pueden insertar por la boca, el recto, las vías urinarias o a través de una pequeña incisión en la piel. Algunos de los tipos de biopsias endoscópicas comprenden la cistoscopia para extraer tejido del interior de la vejiga, la broncoscopia para extraer tejido del

interior del pulmón y la colonoscopia para extraer tejido del interior del colon (ver Figura 2).

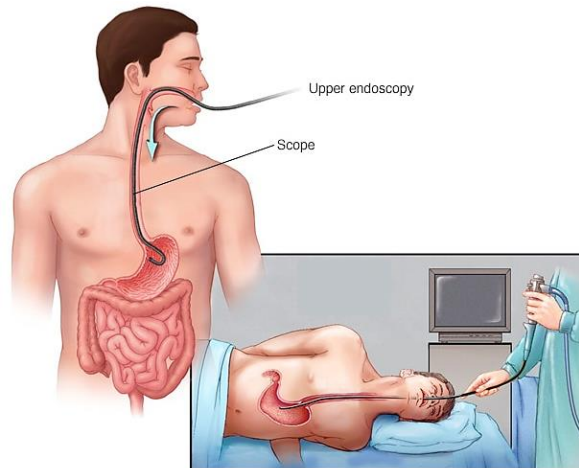


Figura 2 Biopsia endoscópica para aparato digestivo [7].

Según el tipo de biopsia endoscópica realizada, es posible suministrar un sedante o anestésico al paciente antes del procedimiento [7].

1.4.3. Biopsia laparoscópica

Este tipo de biopsia se utiliza para el abdomen. Al igual que con la biopsia endoscópica, el médico inserta un tubo delgado, que contiene una videocámara, denominado laparoscopio en el abdomen, a través de una pequeña incisión. La cámara ayuda al médico a observar cualquier zona anómala. Luego, los médicos pueden insertar una pequeña aguja y obtener una muestra de tejido [31].

1.4.4. Biopsias de líquido

Con este procedimiento mínimamente invasivo se puede analizar una muestra de sangre para detectar cáncer. Durante una biopsia de líquido, el profesional de atención médica obtiene una muestra de sangre de rutina, que luego se analiza de una manera específica. Comparada con una biopsia de tejido, una biopsia de líquido tiene menos riesgos para los pacientes, y los médicos pueden realizarla fácilmente muchas veces. Esta también permite que los médicos controlen el progreso de un tumor y observen qué tan bien está funcionando un tratamiento. Este tipo de biopsia aún es nuevo, y se están llevando a cabo más investigaciones para obtener más información sobre sus usos. Hasta el momento, este tipo de biopsia no se utiliza en la mayoría de las personas con cáncer [31].

1.4.5. Biopsia de piel

En una biopsia de piel (cutánea) se extraen células de la superficie del cuerpo. A menudo se utiliza una biopsia de piel para diagnosticar enfermedades de la piel, como el melanoma y otros tipos de cáncer. El tipo de biopsia de piel al que el

paciente se somete depende del presunto tipo de cáncer y del tamaño de las células sospechosas [7]. Se suministra anestesia local para insensibilizar el sitio de la biopsia antes del procedimiento. Los procedimientos de una biopsia de piel comprenden:

- **Biopsia incisional:** Se extrae solamente un fragmento del tumor o de la zona sospechosa. El médico utiliza un escalpelo para extraer una zona pequeña de piel. Recibir puntos para cerrar la biopsia depende de la cantidad de piel o tejido que se haya extraído [1] [7].
- **Biopsia escisional:** La muestra de tejido obtenida es la totalidad del tumor o de la zona sospechosa. A veces, los médicos también la emplean para bultos pequeños debajo de la piel, que pueden extraerse fácilmente. Sin embargo, la aspiración con aguja fina o la biopsia profunda con aguja gruesa son más frecuentes para los bultos que no pueden verse ni sentirse a través de la piel. Es probable recibir puntos de sutura para cerrar el sitio de la biopsia [1] [31] [7].
- **Biopsia por raspado:** En una biopsia por raspado, el médico utiliza una pequeña herramienta similar a una navaja para raspar la superficie de la piel [7].
- **Biopsia por punción o en sacabocados:** En una biopsia por punción, el médico utiliza una herramienta circular para extraer una pequeña parte de las capas más profundas de la piel como se ilustra en la Figura 3 [7].

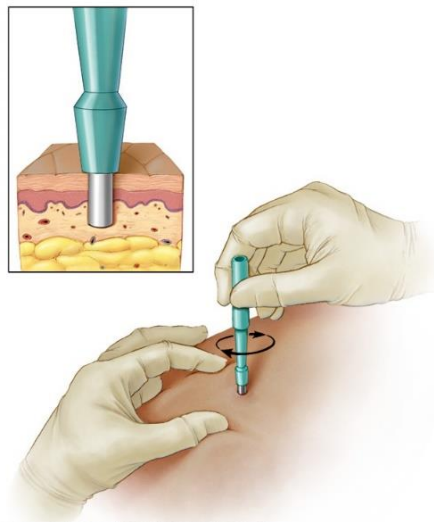


Figura 3 Biopsia cutánea por punción [7].

1.4.6. Biopsia de punción con aguja

Los procedimientos convencionales de biopsia por punción incluyen la aspiración con aguja fina, la biopsia con aguja gruesa y la biopsia asistida por vacío [7] [5]. El médico utiliza una aguja especial para extraer células de una zona sospechosa. A menudo, se utiliza una biopsia con aguja en tumores que el médico puede sentir a

través de la piel, como bultos sospechosos en la mama y ganglios linfáticos agrandados. Cuando se combina con un procedimiento de diagnóstico por imágenes, como radiografías, la biopsia con aguja se puede usar para extraer células de una zona sospechosa que no se puede sentir a través de la piel [1].

Antes de la cirugía, se administra anestesia local para insensibilizar la zona de la biopsia y reducir el dolor [4]. Los procedimientos de una biopsia con aguja comprenden:

- **Aspiración con aguja fina:** En una aspiración con aguja fina, se inserta una aguja larga y fina en la zona sospechosa. Es mínimamente invasiva. El médico obtiene una pequeña cantidad de tejido de la zona sospechosa para su examen y análisis minuciosos. Es posible que el médico utilice esta biopsia para una masa que pueda sentirse a través de la piel o la emplee para una biopsia guiada por imágenes [7] [31] [1].
- **Biopsia con aguja gruesa:** En una biopsia con aguja gruesa se utiliza una aguja más grande con una punta de corte para extraer una columna de tejido de la zona sospechosa. Al igual que la biopsia con aguja fina, es mínimamente invasiva [1] [7] [31].
- **Biopsia asistida por vacío:** En este tipo de biopsia se utiliza un dispositivo para succión para obtener una muestra de tejido a través de una aguja especialmente diseñada. El médico puede obtener muchas muestras o muestras grandes desde el mismo lugar de la biopsia con este método. A veces, una biopsia asistida por vacío puede ser guiada por imágenes.
- **Biopsia guiada por imagen:** La biopsia guiada por imagen combina la biopsia con aguja con un procedimiento de diagnóstico por imágenes, como:
 - Ecografía
 - Radiografía
 - Mastografía
 - Tomografía computarizada (TC)
 - Resonancia magnética (RM)

Cuando la biopsia es guiada por resonancia magnética es posible colocar un alambre u otro dispositivo de localización (como una semilla radiactiva o magnética, o un reflector de radiofrecuencia) en el área que causa sospecha, para guiar al cirujano hacia el lugar preciso como se ilustra en la Figura 4. Esto se denomina localización preoperatoria (o localización estereotáctica con arpón si se utiliza un alambre) [32].

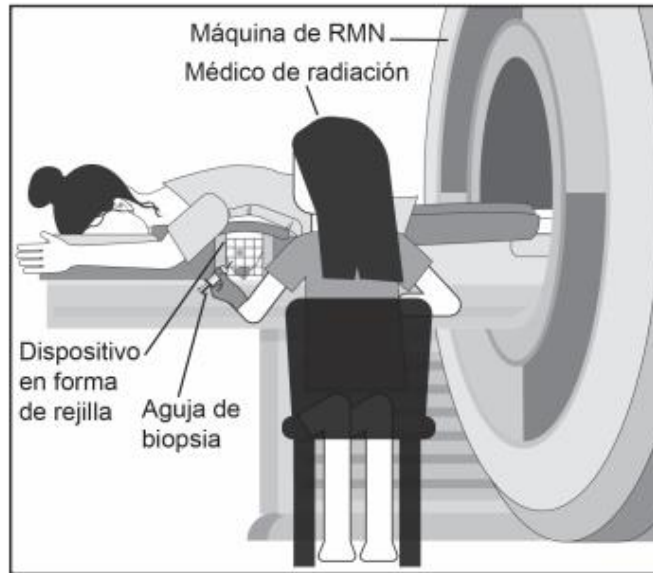


Figura 4 Biopsia de seno guiada por resonancia magnética [33].

Durante este procedimiento, el médico guía una aguja hasta el lugar con la ayuda de una técnica por imágenes, lo que le permite al médico acceder a zonas sospechosas que no se pueden sentir a través de la piel, como anomalías en el hígado, pulmón o próstata. Utilizando imágenes en tiempo real, el médico puede verificar que la aguja llegue al punto correcto [1] [7] [31].

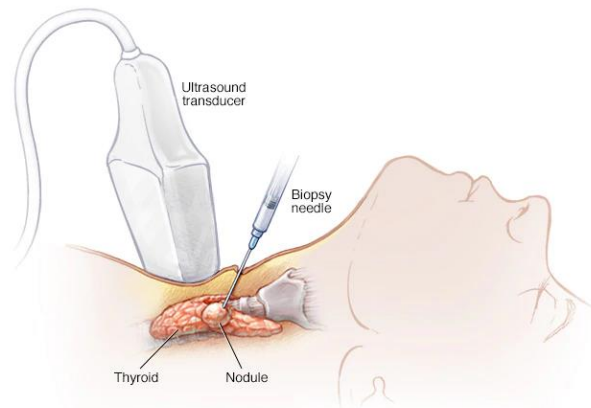


Figura 5 Biopsia de tiroides con aguja guiada por ecografía [7].

El médico puede realizar una biopsia guiada por imágenes al realizar una biopsia con aguja delgada, una biopsia profunda con aguja gruesa o una biopsia asistida por vacío, como la biopsia guiada por ecografía que se ilustra en la Figura 5. Esto depende de la cantidad de tejido necesaria, los posibles diagnósticos y otros factores. El tipo de exploración por imágenes que utiliza el médico depende de la ubicación y otros factores [1] [7] [31].

1.4.7. Biopsia quirúrgica

Si no se puede acceder a las células en cuestión mediante otros tipos de biopsia o si otros resultados de biopsia no fueron concluyentes, es posible que el médico recomiende una biopsia quirúrgica [7] [32].

Durante una biopsia quirúrgica, un cirujano hace una incisión en la piel para acceder a la zona de células sospechosa. Algunos de los tipos de biopsias quirúrgicas pueden ser la cirugía para extirpar un nódulo mamario para un posible diagnóstico de cáncer de mama y la cirugía para extirpar un ganglio linfático para un posible diagnóstico de linfoma [7].

La biopsia quirúrgica se puede usar para extraer parte de una zona anómala de células (biopsia incisional) o para extraer una zona completa de células anómalas (biopsia por escisión) [7] [32]. Es posible colocar anestesia local para dormir la zona de la biopsia. Algunas biopsias quirúrgicas requieren anestesia general para que el paciente esté inconsciente durante el procedimiento.

Las biopsias quirúrgicas también pueden ser guiadas mediante estudios de imagen cuando el tejido anómalo no se puede palpar y/o es difícil de encontrar [32].

1.5. Resonancia Magnética (RM)

La resonancia magnética (RM) resulta ser muy útil para biopsias guiadas por imagen, es una manera de mostrar la anatomía en planos axial, sagital y frontal, donde el grosor de corte de las imágenes varía entre 1 y 10mm [12]. Además, con esta tecnología se pueden producir imágenes anatómicas tridimensionales detalladas [13].

Una de las cualidades de la RM es su capacidad para detectar cambios pequeños dentro de los tejidos blandos y el contraste de tejidos blandos de la RM es superior al obtenido de la tomografía computarizada y las radiografías lo cual es útil detectar algunos tipos de tumores particulares [12] [11].

1.5.1. Principios de funcionamiento de la RM

La RM utiliza campos magnéticos y ondas de radio para producir imágenes de cortes finos de tejidos. Normalmente, los protones dentro de los tejidos giran para producir campos magnéticos diminutos que están alineados al azar. Cuando están rodeados por el fuerte campo magnético de un dispositivo de RM, los ejes magnéticos se alinean a lo largo de ese campo. Luego se aplica un pulso de radiofrecuencia, que determina que los ejes de varios protones queden momentáneamente alineados contra el campo en un estado de alta energía. Tras el pulso, los protones se relajan y reanudan su alineación basal en el campo magnético del dispositivo de RM. La magnitud y la velocidad de liberación de energía que se produce cuando los protones reanudan esta alineación (relajación T1) y se balancean (precesión) durante el proceso (relajación T2) se registran como

intensidades de señal espacialmente localizadas por una bobina (antena) dentro del resonador magnético. Algoritmos computarizados analizan estas señales y producen imágenes anatómicas minuciosas [11].

Una forma sencilla de entender T1 y T2 es como dos modos técnicos diferentes de ver la misma estructura. Se suele usar la imagen de T1 para buscar información anatómica, mientras que la T2 es útil al buscar patologías como los tumores malignos, esto debido a que las patologías suelen tener un contenido elevado de agua o hidrógeno y la imagen en T2 hace que el agua resalte más llamativamente. En general, las imágenes en T1 tienen una buena resolución y las imágenes en T2 tienen mejor contraste que las imágenes en T1 [12].

1.5.2. Contraindicaciones de la RM

Aunque la RM no emite la radiación ionizante dañina propia de los estudios de Rayos X y de TC, sí emplea un potente campo magnético de hasta 60,000 veces el de la Tierra (3 Teslas) [34]. El campo magnético se extiende más allá de la máquina y ejerce fuerzas de atracción sobre objetos de hierro, algunos aceros y otros objetos magnetizables [13]. Por lo mencionado, la RM está relativamente contraindicada en pacientes con materiales implantados que pueden ser afectados por los campos magnéticos potentes [11]. Estos materiales incluyen

- Metal ferromagnético (es decir, que contiene hierro)
- Dispositivos médicos magnéticamente activados o controlados electrónicamente (como marcapasos, desfibriladores cardioversores implantables, implantes cocleares)
- Cables eléctricos o materiales no ferromagnéticos (como cables de marcapasos o ciertos catéteres de arteria pulmonar)

Los dispositivos médicos activados magnéticamente pueden funcionar mal cuando están expuestos a campos magnéticos y pueden inducir corriente en cualquier material conductor con potencia suficiente como para producir suficiente calor que queme los tejidos [11].

El campo magnético de la RM puede estar siempre activo. Así, un objeto ferromagnético (tanques de oxígeno, postes de metal, o cualquier otro) en la entrada de la sala de exploración puede ser atraído por el imán a alta velocidad y ocasionar un accidente. La única manera de separar el objeto del imán puede ser desactivar (anular) el campo magnético [11].

1.6. Robótica Médica

Los robots médicos hacen referencia a la utilización de dispositivos robóticos en las ciencias de la salud [35].

Debido al avance de robots médicos en términos de tecnología, investigación y desarrollo, muchos de los campos de la medicina se han visto positivamente

impactados con la introducción de sistemas robóticos, principalmente las áreas de cirugía, traumatología, oftalmología, telemedicina e imagenología [36] [37].

Los robots médicos pueden ser categorizados, acorde a su propósito, en tres clases principales [35]:

1. Dispositivos médicos. Incluye dispositivos de cirugía robótica, dispositivos de diagnóstico y de administración de fármacos.
2. Robots de asistencia. Incluye robots inalámbricos y dispositivos de rehabilitación.
3. Robots que simulan el cuerpo humano. Prótesis, órtesis y órganos artificiales.

Así mismo, los robots pueden clasificarse de acuerdo con los materiales con los que está construido para llevar a cabo su función, en los que se encuentran robots rígidos y robots suaves, estos últimos son propuestas interesantes en aplicaciones médicas debido a sus propiedades y a su interacción con humanos [38] [39].

1.6.1. Robots quirúrgicos

La cirugía robótica es la aplicación de robots a las diferentes técnicas quirúrgicas y consiste en el tratamiento de un paciente mediante robots especializados manejados por un cirujano [40].

La cirugía robótica se ha convertido en una parte importante de la cirugía clínica [41]. Su aplicabilidad ha quedado demostrada en procedimientos complejos, con un bajo índice de errores y escasas complicaciones presentadas [42].

Con el desarrollo de la cirugía mínimamente invasiva (MIS) y laparoscópica, los cirujanos no necesitan introducirse directamente dentro del cuerpo para llevar a cabo procedimientos quirúrgicos, y se apoyan más en los avances de la tecnología de imágenes e instrumental adecuado. Bajo este esquema, los robots quirúrgicos aparecen refinando las capacidades de la cirugía moderna, y proporcionando ventajas inalcanzables por la capacidad humana, por ejemplo [37] [39]:

- Mayor precisión en los movimientos (utilización de instrumentos articulados, mejor precisión, filtro de temblor, adecuada ergonomía). El robot ejecuta las acciones que le son ordenadas por el médico, editándola por medio de un sistema de cómputo.
- Visión tridimensional: manejo de la cámara por el propio cirujano (las imágenes logran aumentar hasta 20 veces el tamaño normal), lo que permite ver los órganos con más detalle.
- Reduce el tiempo de convalecencia, mejores resultados funcionales, y menor pérdida sanguínea.
- Permite realizar operaciones a distancia, lo cual evita desplazarse tanto al paciente como al médico que la efectúa.

1.6.2. Robótica rígida

El manipulador industrial común ha sido ideado como una cadena cinemática de varios grados de libertad, formado por eslabones y articulaciones. Los eslabones son, por definición, estructuras con muy poca capacidad de deformación elástica, habitualmente de acero o aluminio, que unen una articulación con otra desde la base hasta un efector final. Las articulaciones permiten el movimiento relativo entre eslabones consecutivos gracias a un sistema de actuación y de transmisión que está acoplado a cada eslabón [43] [44].

El uso de eslabones y componentes de transmisión rígidos ha permitido conseguir sistemas robóticos precisos, rápidos y relativamente fáciles de controlar, proveyendo las características ideales en las aplicaciones industriales, donde el manipulador se encuentra en un entorno altamente estructurado, realizando tareas repetitivas a alta velocidad; sin embargo, la posibilidad de utilizar robots para ayudar a los seres humanos fuera del ámbito estrictamente industrial ha traído consigo nuevas demandas al momento de diseñarse, quedando cada vez más claro que el enfoque de cuerpos rígidos tiene limitaciones significativas relacionadas con la seguridad, eficiencia y capacidad de interactuar con el entorno, y en especial, con los seres humanos [44].

1.6.3. Robótica suave

Los robots suaves están normalmente inspirados en sistemas biológicos que consisten en materiales suaves. Presentan diversas ventajas respecto a los robots rígidos convencionales, como la interacción segura hombre-máquina, su adaptabilidad a dispositivos inalámbricos portátiles, sistemas simples de agarre, etc. Debido a estas características y ventajas, tienen una considerable gama de aplicaciones [38] [45].

Los robots convencionales suelen estar diseñados para tareas específicas en entornos controlados, mientras que los robots suaves están hechos para funcionar en entornos no estructurados e inciertos, como es el caso del cuerpo humano [45]. Pueden interactuar con el hombre y el medio ambiente de forma más segura, reduciendo el riesgo de lesiones y coaliciones propias de un robot rígido. En el área de medicina quirúrgica, tienen aplicaciones ventajosas y un futuro prometedor [38] [46].

En contraste con los robots de cuerpo rígido, los robots suaves tienen una deformación continua en su estructura flexible, lo que resulta en más grados de libertad y mayor complejidad. La mayoría de los actuadores para robots suaves se activan de los siguientes modos: tendones de longitud variable, activación fluidica, EAP (polímeros electroactivos), materiales electroreológicos (ERM) y magnetorreológicos (MRM) [47], los cuales se comentan en la Tabla III.

Tabla III Tecnologías de actuación en robots suaves [39] [38] [47].

Enfoque de actuación		Principio de funcionamiento
Tendones de longitud variable	Cables de tensión	Aunque no son actuadores blandos, presentan una rigidez a la flexión muy baja si se traccionan desde un punto alejado, a menudo se utilizan en robots suaves continuos.
	Aleaciones con memoria de forma (SMA)	Materiales de aleaciones metálicas con la capacidad de recuperar una forma geométrica predeterminada (memorizada) mediante calentamiento después de la deformación plástica. Este efecto de memoria de forma se basa en las propiedades mecánicas específicas asociadas con diferentes fases cristalinas estables.
Activación fluidica	Neumáticos	Estructuras expandibles flexibles operadas por un fluido (neumático/hidráulico). Se modela agregando o retirando el fluido para diseñar estructuras con formas específicas.
	Hidráulicos	
Polímeros electroactivos (EAP)	Electrónicos	Materiales poliméricos "inteligentes" capaces de sufrir deformaciones en respuesta a estímulos eléctricos adecuados. Activados por transporte inducido eléctricamente de iones o por fuerzas electrostáticas.
	Iónicos	
Fluidos electrorreológicos (ERM) y magnetorreológicos (MRM)		Materiales que incorporan partículas magnéticas o eléctricas. En respuesta a un campo magnético o eléctrico externo, las partículas se orientan e interactúan, lo que resulta en una mayor resistencia a la deformación.

Los robots suaves pueden adoptar materiales elásticos, incluso rígidos para el cuerpo principal y materiales como polímeros, hules, siliconas u otros materiales flexibles para sus partes móviles. Estos pueden ser manufacturados generándolos en impresoras 3D o en moldes 3D [48] [38].

A continuación, se menciona una breve reseña de los diferentes enfoques de actuación mencionados en la Tabla III.

1.6.3.1. Tendones de longitud variable

Los tendones de longitud variable se dividen en Cables de Tensión y en Aleaciones con Memoria de Forma, por un lado, los Cables de Tensión son actuadores accionados por tendones que hacen que los robots se doblen o tuerzan tirando de los tendones (cables). Los tendones pueden proporcionar la función de los músculos, y los cables o tendones se pueden colocar de forma remota utilizando solo unos pocos puntos de anclaje pequeños necesarios. Estas características hacen que este sistema sea resistente al desgaste. Un robot portátil suave que utiliza cables de tensión es una tecnología prometedora que permite que un robot portátil sea compacto y liviano [49].

Por otro lado, las Aleaciones con Memoria de Forma (SMA), son aleaciones metálicas que después de una deformación aparentemente plástica vuelven a su forma original tras el calentamiento, como se observa en la Figura 6. Tiene una elevada relación fuerza–peso, son mecánicamente muy simples, de fácil miniaturización, bajo precio y alta biocompatibilidad. Sin embargo, como desventaja destaca que la generación de fuerza depende de los cambios de temperatura, lo que los hace lentos y dada su histéresis, difícil de controlar. Además, tienen muy baja eficiencia (menor al 1%) debido a que gran parte de la energía se transforma en calor, lo que conlleva también a degradación y fatiga [50].

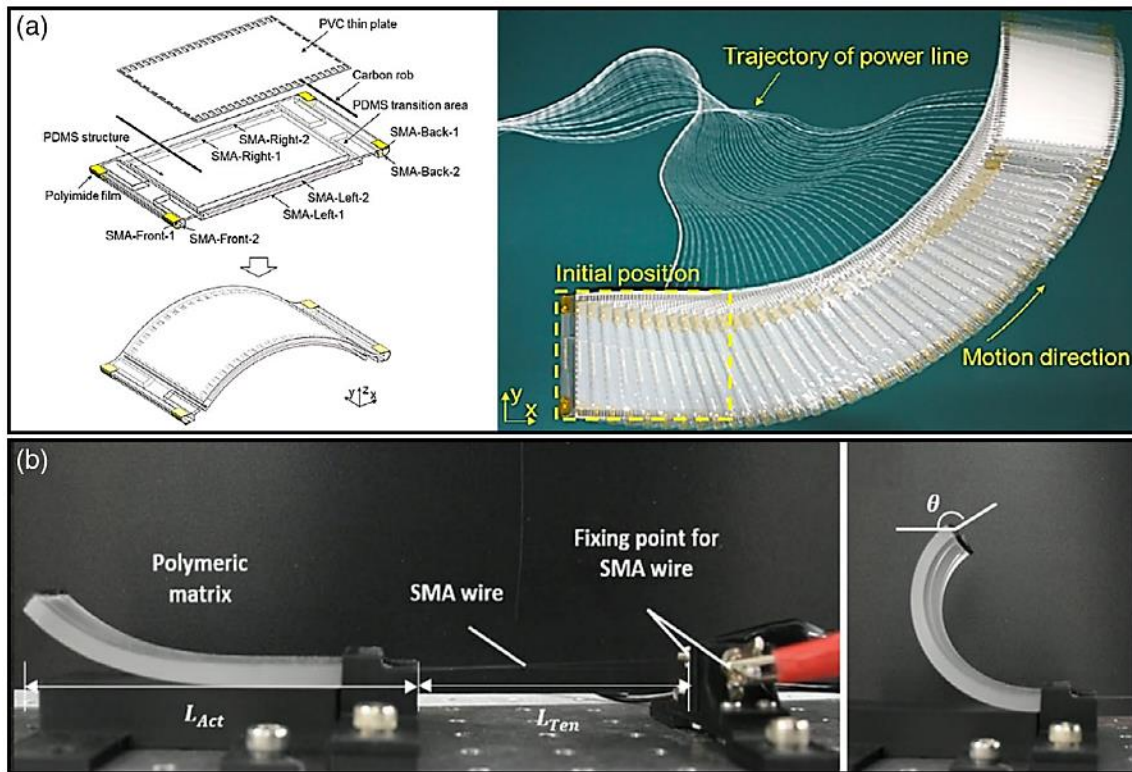


Figura 6 Ejemplos de actuadores basados en SMA. a) Estructura general del robot inspirado una oruga, incluidos sus componentes y la locomoción de giro durante cuarenta períodos, con ángulo de giro de 90°. b) Configuración para el actuador que se usó como una pinza blanda hecha de cable SMA incrustado en un cuerpo blando polimérico. [51]

1.6.3.2. Actuadores de activación fluidica.

Uno de los métodos de construcción de actuadores para robots suaves de activación fluidica es mediante el uso de siliconas, son los denominados actuadores de elastómeros fluidicos o FEA, por sus siglas en inglés (fluidic elastomer actuator) [38]. Los FEAs son un nuevo tipo de actuadores suaves altamente deformables y adaptables. Tienen capas de elastómero sintético y se deforma por fluido presurizado ya sea hidráulica o neumáticamente, como se muestra en la Figura 7, expandiendo una serie de canales y cámaras dentro de él, lo cual crea el movimiento. El control se logra con la modulación de la presurización, así como con

la modificación de la geometría de las cámaras embebidas. Este tipo de arquitectura a menudo se denomina Pneu-Nets (PN), abreviación en inglés de Redes Neumáticas (Pneumatic Networks). Cuando se aplica aire presurizado al actuador la expansión se produce en las regiones menos rígidas [44].

Las PneuNets son suficientemente resistentes permitiendo sostener una frecuencia intermedia (4Hz), y producir movimientos de gran amplitud en ciclos repetidos y sin fallos. Su comportamiento es el siguiente: a menor presión, se doblan formando un círculo con todas sus cámaras infladas uniformemente, mientras que a mayor presión se dobla sobre sí mismo, al inflar primero las cámaras superiores [52].

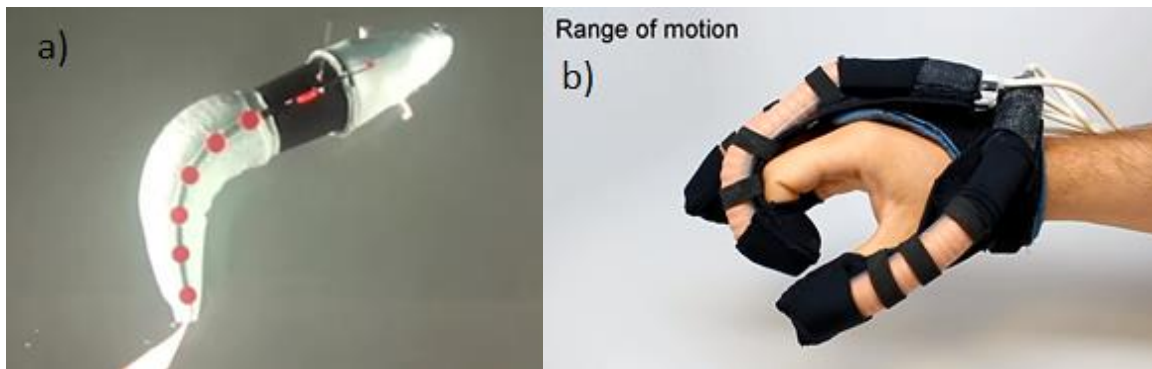


Figura 7 Actuadores de Activación Fluídica. a) Robot pez suave hidráulico autónomo. b) Guantes robóticos suaves neumáticos. [38]

1.6.3.3. Polímeros electroactivos.

Los actuadores de polímeros electroactivos (EAP) son dispositivos fabricados con materiales "inteligentes" capaces de sufrir deformaciones en respuesta a estímulos eléctricos adecuados. Poseen propiedades funcionales y estructurales como: gran fuerza a tensión, alta densidad de potencia, alta elasticidad mecánica, simplicidad estructural, versatilidad, escalabilidad, libre de ruido acústico, y en la mayoría de los casos son de bajo costo [44].

Los EAP se clasifican comúnmente en dos grandes familias: los EAP iónicos (activados por un transporte inducido eléctricamente de iones y / o moléculas) y los EAP electrónicos (activados por fuerzas electrostáticas), éstos pueden ser laminados en resorte como se muestran en la Figura 8, con uno y varios grados de libertad realizan diferentes funcionalidades que incluyen activación, detección y soporte de carga, que son capacidades cruciales para diseñar manos robóticas y piernas robóticas de robots que caminan [45] [44].

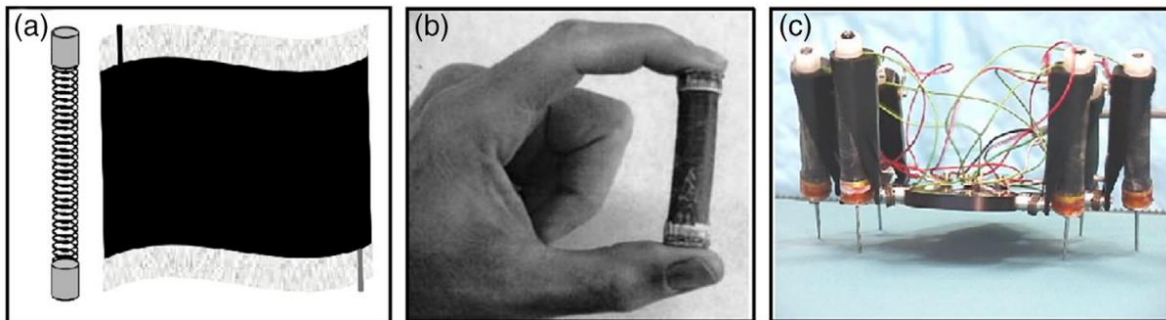


Figura 8 a) Configuración de EAP electrónicos laminados en resorte con a) Un grado de libertad fabricado con tensión de tracción axial. b) Pierna de un robot andante con seis rollos o grados de libertad. [51]

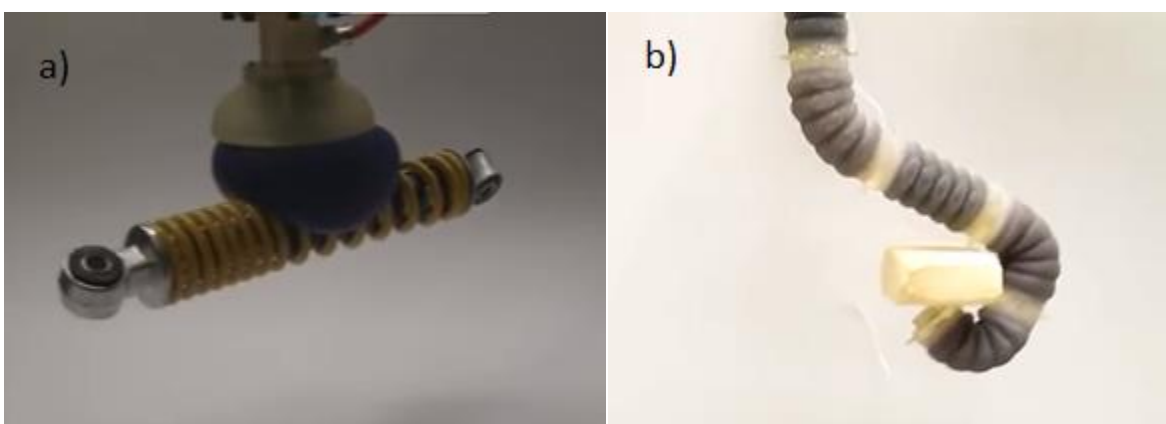


Figura 9 a) Atasco granular universal y b) Robot granular de interferencia. [38] [53]

1.6.3.4. Fluidos electrorreológicos (ERM) y magnetorreológicos (MRM)

Los fluidos inteligentes también se han utilizado cada vez más para controlar actuadores blandos. Varios dispositivos han utilizado fluidos electrorreológicos (ER) que se solidifican en presencia de fuertes campos eléctricos. Estos fluidos se han utilizado para crear válvulas completamente blandas que pueden usarse para controlar varios actuadores simultáneamente o integrarse en un solo actuador a microescala. Si bien estos dispositivos pueden ser muy eficientes desde el punto de vista energético, requieren potenciales de kilovoltios para funcionar. Los fluidos magnetorreológicos (MR) son una clase similar de materiales que responden a los campos magnéticos. Estos fluidos generalmente consisten en partículas ferrosas de tamaño micrométrico en un fluido portador como aceite o agua. En presencia de un campo magnético, estas partículas se alinean y hacen que el fluido presente un límite elástico que aumenta con el campo [54].

En comparación con los fluidos ER, los fluidos MR controlados electromagnéticamente requieren mayor potencia, pero voltajes mucho más bajos para funcionar. Los fluidos MR pueden ser prometedores para su uso en robots más

grandes donde se deben aplicar mayores fuerzas debido a la capacidad del fluido para lograr tensiones de fluencia mucho más altas. Los fluidos MR se han utilizado durante mucho tiempo en aplicaciones comerciales para sistemas de amortiguación adaptativa, pero recientemente se ha comenzado a investigar su límite elástico controlable para su uso en robótica blanda. Varios grupos han explorado la mezcla de fluidos MR con silicona para crear elastómeros magnetorreológicos (MRE). Estos se han utilizado luego para crear estructuras con comportamientos de memoria de forma y rigidez selectiva. Los fluidos y elastómeros MR se han utilizado con éxito para impulsar microbombas rígidas y flexibles, respectivamente. Se han introducido fluidos magnéticos en robots blandos para proporcionar locomoción, pero solo como un medio para hacer que toda la estructura sea magnética y no de una manera que explote el efecto MR en el límite elástico. La incorporación de fluidos MR en un robot suave de manera sintonizable sigue siendo un desafío, cuya solución brindaría la posibilidad de explotar el mismo fluido utilizado para la actuación, para incorporar componentes de control de flujo a bordo del robot (ver Figura 10) [54].

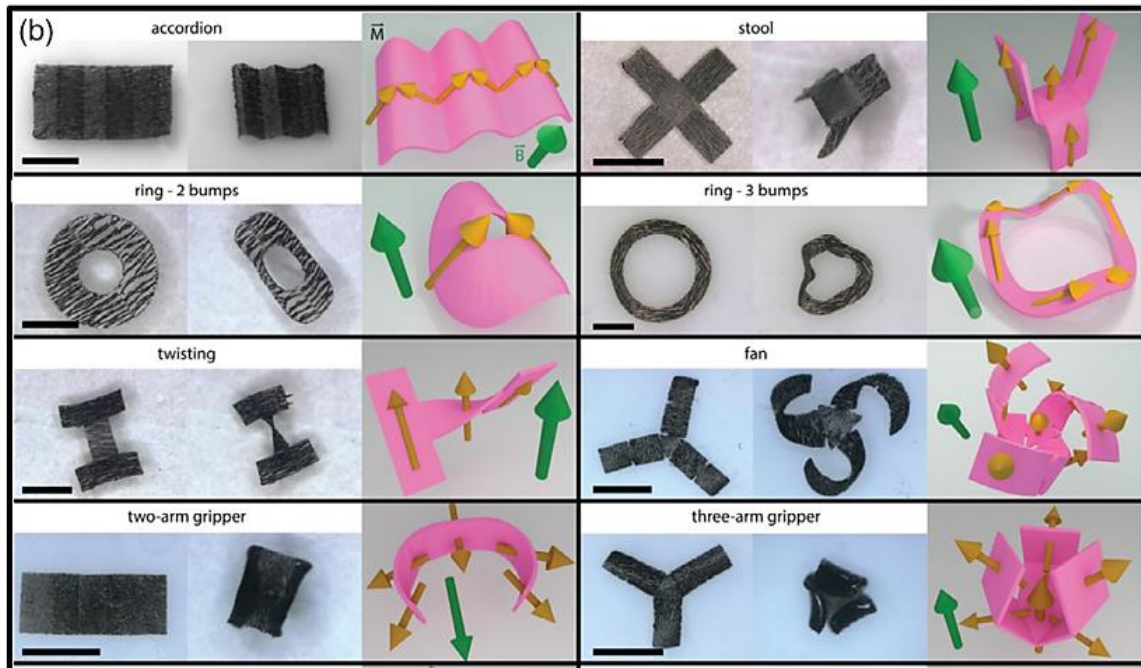


Figura 10 Estructuras planas magnéticas flexibles con perfiles de magnetización distribuidos. Las flechas amarillas representan la dirección de la magnetización y las flechas verdes representan la dirección de actuación. [55]


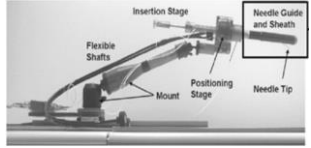
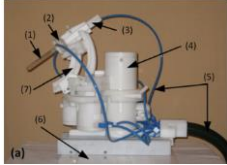
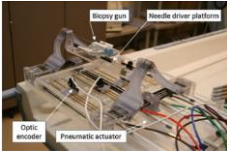
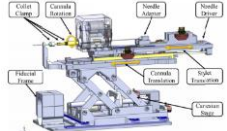
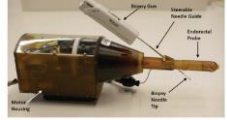
CAPÍTULO 2: ESTADO DEL ARTE

Se han desarrollado diversos robots quirúrgicos compatibles con resonancia magnética [10]. A partir de una revisión de la literatura sobre los dispositivos generados en los últimos años, se presenta la Tabla IV, en la que se contempla el uso o aplicación del dispositivo, los grados de libertad (GdL) con los que se posiciona, la columna precisión que hace referencia a la precisión de inserción de la aguja, el tipo de actuadores utilizados y una breve descripción del diseño, así como datos generales sobre su desarrollo.

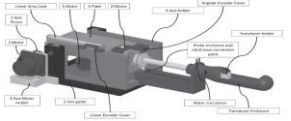
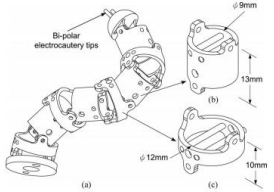
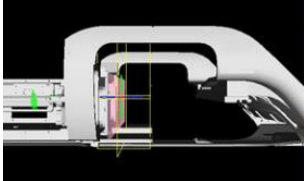
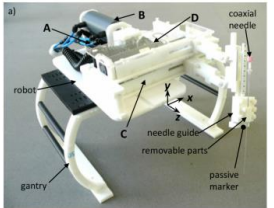
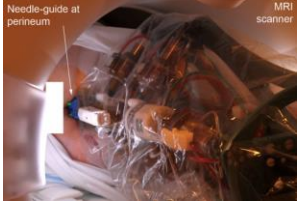
Se hace referencia a las siguientes abreviaciones en la Tabla IV:

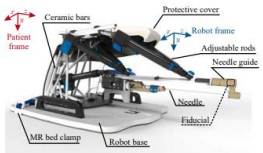
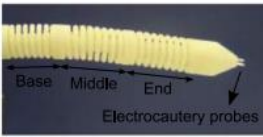
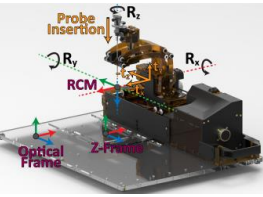
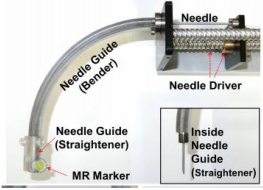
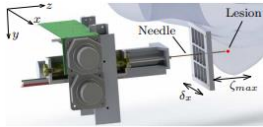
- GdL – Grados de Libertad
- NE – No especificado
- IP – Intervención en próstata
- IN – Intervenciones neuroquirúrgicas
- IM – Intervenciones en mama
- NP – Número de pruebas
- IC – Intervenciones cardiacas
- BH – Biopsia ósea
- AH – Ablación de tumor en hígado
- PZE – Motor Piezoeléctrico
- ULT – Motor Ultrasónico
- NEU – Actuador Neumático
- HID – Actuador Hidráulico
- SMA – Aleaciones con memoria de forma
- ITA – Intervención toraco-abdominal y ablación

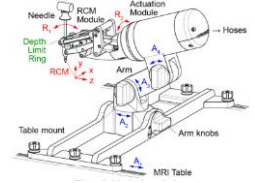
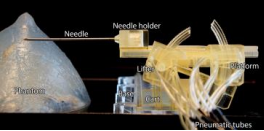
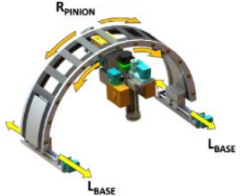
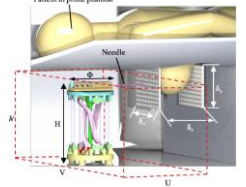
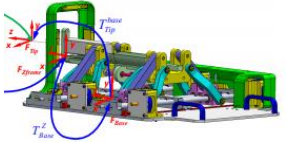
Tabla IV Robots rígidos de punción compatibles con RM

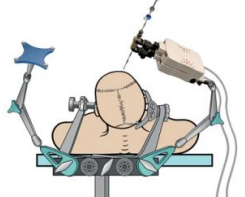
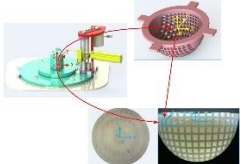
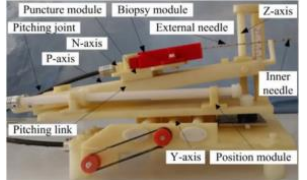
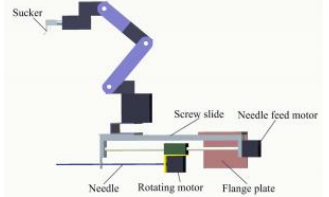
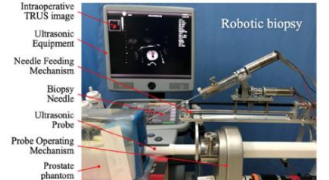
Año	Primer Autor	Tipo de Estudio	Precisión	GdL	Actuación	Control	Diseño	Instituto	Uso	Modelo
2010	Bosch, M. [56]	Clínico (NP=1)	<1mm	6	NEU, HID	Punción de la aguja automática	NE	Centro Médico Universitario Utrecht	IP	
2010	Xu, H. [57]	Clínico (NP=21)	≈ 4mm	3	Dispositivo Pasivo	Control manual y remoto	Pasivo	Universidad de Queen's	IP	
2012	Schouten, M. [58]	Clínico (NP=13)	6.5mm	5	NEUs	Guía de imagen interactiva	Robot de Mesa	Universidad Radboud	IP	
2013	Song, S. [59]	Phantom ₃ Salino y maqueta humana	0.8±0.5mm horizontal 0.8±0.8mm vertical	4	NEUs	NE	Estructura Paralela Cinemática	Brigham & Women's Hospital	IP	
2013	Li, G. [60]	Phantom	0.98mm	6	PZEs	Guía de imagen interactiva	Diseño modular para varias aplicaciones	Worcester Polytechnic Institute	IP	
2013	Krieger, A. [61]	Phantom	2.4mm	2	Motor piezo-cerámico	NE	Montado en brazo robótico pasivo de 6GdL	Johns Hopkins University	IP	

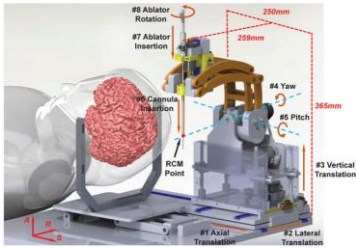
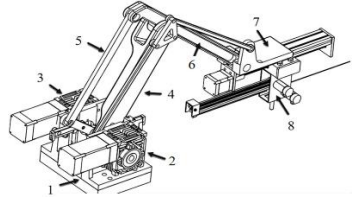
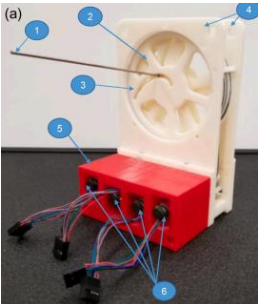
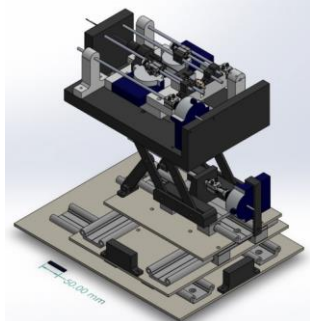
³ Phantom: Simulador de tejido cuya misión es proporcionar propiedades similares a los tejidos biológicos reales.

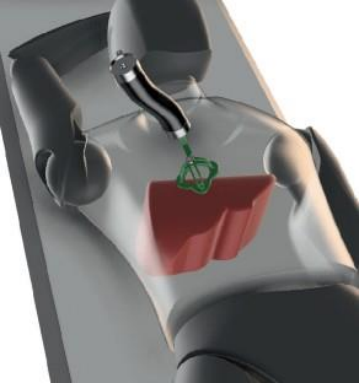
Año	Primer Autor	Tipo de Estudio	Precisión	GdL	Actuación	Control	Diseño	Instituto	Uso	Modelo
2015	Yiallouras, C. [67]	Phantom	23µm	3	PZEs	Ejes controlados por computadora	NE	City University	IP	
2015	Ho, M. [68]	Phantom	21°	4	SMA	Control de imagen con retro-alimentación	Robot de enlace de dedo	University of Maryland	IN	
2016	Chan, K. [69]	En aire	0.34mm	6	PZEs	NE	3 sub-sistemas: manipulador, herramienta y soporte de paciente	McMaster University	IM	
2016	Franco, E. [70]	Phantom	>5mm	4	Cilindros NEUs	Inserción manual de aguja	Los 4 cilindros neumáticos son accionados por reguladores de presión para posicionar la aguja.	Imperial College London	AH	
2017	Ball, M. [71]	Clínico (NP=5)	2.55mm	6	PneuStep	NE	5 GdL - Robot paralelo. 1 GdL - Punción	Johns Hopkins University	IP	

Año	Primer Autor	Tipo de Estudio	Precisión	GdL	Actuación	Control	Diseño	Instituto	Uso	Modelo
2017	Moreira, P. [72]	Phantom	≈1.84mm	9	PZEs. NEU para disparo de aguja.	NE	Dirección y disparo de una aguja de biopsia	University of Twente	IP	
2017	Kim, Y. [73]	Phantom	NE	6	SMA	NE	Robot de enlace de dedo	University of Maryland	IN	
2017	Nycz, C. [74]	NE	1.37 ± 0.06 mm y $0.79^\circ \pm 0.41$	7	PZE y ULT	Impulso de inserción automático	Equivalente al marco de estereotaxia Leksell [75]	Worcester Polytechnic Institute	IN	
2017	Park, S. [76]	Phantom	2.3mm	4	PZEs	Impulso de inserción automático	Trayectoria curva de aguja flexible	Centro Nacional de Cáncer (República de Corea)	IM	
2017	Navarro Alarcón, D. [77]	Phantom	± 0.4 mm (ejes x/y) y ± 1.5 mm en inserción	3	PZEs y NEU	Impulso de inserción automático	Mecanismo cartesiano	Universidad China de Hong Kong	IM	

Año	Primer Autor	Tipo de Estudio	Precisión	GdL	Actuación	Control	Diseño	Instituto	Uso	Modelo
2017	Stoianovici, D. [78]	Phantom	1.39mm	3	PneuStep	Inserción manual de aguja	2GdL mecanismo de tipo paralelogramo de centro de movimiento remoto. 1GdL inserción.	Children's National Health System	BH	
2018	Groenhuis, V. [79]	Phantom	≈0.7mm	4	NEUs a pasos (lineales y curvos)	Modo manual y modo automático	Cadena serial cinemática	University of Twente	IM	
2018	Alvara, A. [80]	Phantom	1.65±1.77 mm	5	ULTs y PZEs	Semi-automático, posicionamiento automático	Mecanismo articulado con enlaces en serie, manipuladores paralelos 5GdL.	Hospital for Sick Children, Canada	BH	
2019	Zhang, T. [81]	Prototipo	0.84–1.99 mm	2	Sistema accionado por cable y con PZEs	Accionado de forma remota. Se puede operar de manera segura dentro del RM con una prometedora precisión de la aguja.	Mecanismo paralelo de 3 enlaces y 4 rotaciones (3-4R) que puede insertar la pistola de biopsia desde varios ángulos.	Chinese University of Hong Kong	IM	
2019	Patel, N. [82]	Ensayos clínicos	4 – 3.7 mm	4	ULTs - PZEs	Semi-automático. Control modular supervisado en cada módulo.	Modular: app de navegación quirúrgica, software de control, controlador de robots.	Worcester Polytechnic Institute	IP	

Año	Primer Autor	Tipo de Estudio	Precisión	GdL	Actuación	Control	Diseño	Instituto	Uso	Modelo
2020	Minchev, G. [83]	Clínico	0.6-1.5 mm	4	Dispositivo iSYS1 (eléctrico)	Trayectoria predefinida para posicionamiento. Control manual.	Se diseñó un conjunto de instrumentos tubulares a medida para el robot iSYS-1	Medical University of Vienna	IN	
2020	Liu, W. [84]	Prototipo	0.7mm	3	ULT	Robot semiautomático	Los 3 GdL compactos son controlados alámbricamente por los motores ultrasónicos	Tianjin University, China.	IM	
2020	Lu, M. [85]	Phantom	0.37±1 mm	7	Motor a pasos	Interacción maestro – esclavo	Los 7 GdL incluyen un módulo de posicionamiento, de perforación, de biopsia y de almacenamiento.	Universidad Harbin de Ciencias y Tecnología	IM	
2021	Zhang, W. [86]	Phantom	NE	5	NE	El robot se posiciona en el punto óptimo automáticamente y la inserción es manual.	5 GdL para posicionar una ventosa en el tejido blando de interés y posterior inserción de aguja.	Universidad Harbin de Ciencias y Tecnología	IM	
2021	Wang, W. [87]	Phantom	1.44 – 2.23 mm	5	NE	Robot semiautomático	Relaciona las imágenes de RM, ultrasonido transrectal, para lograr la localización precisa del robot y ubicarlo.	Universidad Harbin de Ciencias y Tecnología	IP	

Año	Primer Autor	Tipo de Estudio	Precisión	GdL	Actuación	Control	Diseño	Instituto	Uso	Modelo
2021	Gang, L. [88]	Phantom	$1,45 \pm 0,66$ mm	8	PZEs	Manipulador de centro de movimiento remoto. se Puede operar en el orificio del escáner durante la captura de imágenes	5 GdL para alinear el ablador térmico de ultrasonido con las lesiones objetivo y 3 para insertar y orientar el ablador y su cánula	Worcester Polytechnic Institute	IN	
2022	Li, B. [89]	Modelado cinemático	NE	4	NEU	Compuesto por un módulo de ejecución y un módulo de ajuste.	Mecanismo de paralelogramo, el movimiento del motor se transfiere al antebrazo. La plataforma portadora de la aguja se conecta a la articulación de la base.	Universidad Harbin de Ciencias y Tecnología	IP	
2022	Biswas, P. [90]	Prototipo	NE	4	NE	Mediante la imagen se orienta el dispositivo (manual o automático) y se activa la inserción manualmente.	Se propone un diseño robótico con cuatro discos delgados apilados en paralelo, propiciando un movimiento plano para dos rótulas a través de las cuales pasa la aguja de biopsia.	Department of Mechanical and Aerospace Engineering, University of Central Florida, Orlando.	IP	
2023	Lafreniere, S. [91]	Modelado cinemático y mecánico	NE	3	PZEs	Interacción maestro – esclavo automática	El robot esclavo, realizará el movimiento deseado por el módulo maestro en la punta de la aguja mediante el mecanismo Scott-Russell.	Department of Mechanical Engineering, University of Hawaii at Manoa Honolulu, HI.	IP	

Año	Primer Autor	Tipo de Estudio	Precisión	GdL	Actuación	Control	Diseño	Instituto	Uso	Modelo
2023	Schlocker_mann, K. [92]	Modelado cinemático	NE	6	NE	El sistema está diseñado para indicar la ubicación de la punción, asistir en la sujeción de las agujas de biopsia y ablación y apoyar el ajuste fino del ángulo de punción.	El robot consta de un actuador blando de seis cámaras que se puede ampliar con actuadores adicionales o efectores finales mediante un sistema de conectores.	Institute of Assembly Technology, University of Hannover, Germany	ITA	

En lo que respecta a la robótica suave aplicada a procedimientos quirúrgicos, existen algunos dispositivos desarrollados en los últimos años que tienen aplicaciones en la cirugía mínimamente invasiva (MIS - minimally invasive surgery) y en endoscopia [93]; sin embargo, carecen de la funcionalidad de punción, necesaria para la extracción de muestras en biopsias.

La investigación documental que se ha realizado, reporta únicamente un robot suave que se adapta satisfactoriamente a la tarea, el cual se presenta en [94]. El robot suave es guiado por resonancia magnética con actuador impulsado por fluido. Se trata de un sistema robótico montado en el paciente, de tamaño pequeño para la colocación de agujas percutáneas guiadas por resonancia magnética que permite la orientación e inserción simultáneas de la aguja en múltiples ubicaciones con varios robots. El dispositivo está diseñado para ayudar al cirujano a realizar intervenciones intraoperatorias, como la ablación por radiofrecuencia y láser de los órganos abdominales (por ejemplo, hígado y riñón), la Figura 11 muestra el robot mencionado.

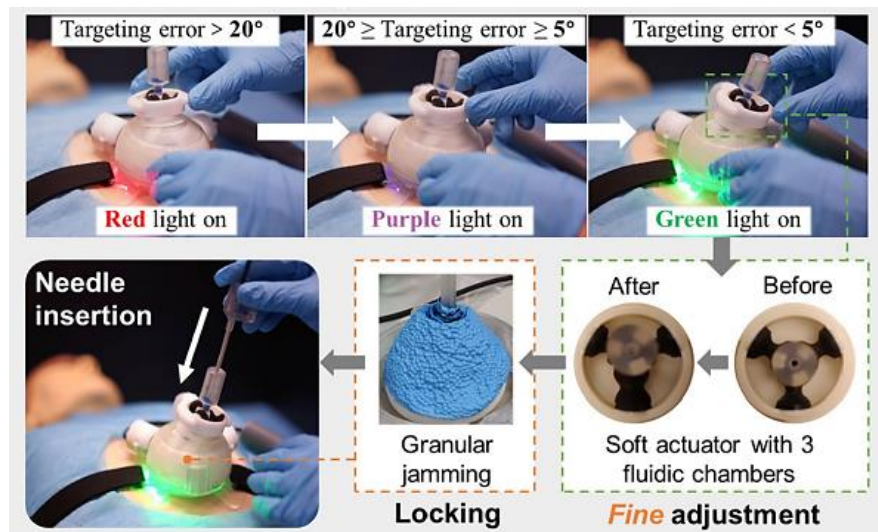


Figura 11 Sistema robótico para procedimientos percutáneos [94].

Este sistema fue presentado en 2020 en la Conferencia Internacional de Robótica y Automatización (ICRA) del Instituto de Ingenieros Eléctricos y Electrónicos (IEEE) y posee las características que se enumeran a continuación [94]:

a) Destreza

Los grados de libertad necesarios para lograr la intervención en un solo puerto incluyen el ajuste de inclinación y giro de la aguja.

La estructura del manipulador también permite un amplio ángulo de inserción.

Para guiar la aguja del robot se consideraron 2 grados de libertad planares (pitch y yaw) en el punto de inserción predeterminado por el cirujano, estos grados de

libertad se logran con tres cámaras fluidicas suaves. El sistema proporciona un posicionamiento semiautomático de la aguja.

b) Tamaño y peso

El cuerpo principal del robot es lo suficientemente compacto para permitir un montaje flexible en el cuerpo del paciente dentro del orificio de la resonancia magnética. Además, se consideran múltiples accesorios para el robot en caso de ser necesario. El robot es liviano para que el cirujano pueda manipularlo fácilmente y minimizar la carga para el paciente.

El robot es compacto ($\varnothing 108$ mm \times 115 mm de altura) y liviano (189 g), lo que permite una configuración flexible dentro del orificio confinado de la resonancia magnética.

c) Precisión del posicionamiento

En el caso de intervenciones del hígado, la precisión de posicionamiento de la punta de la sonda debe ser inferior a 3 mm de acuerdo con el tamaño mínimo del tumor adecuado para la ablación por radiofrecuencia.

d) Seguridad con resonancia magnética

El sistema está construido con materiales que cumplen con el estándar de compatibilidad de RM establecido por ASTM (Sociedad Estadounidense para Pruebas y Materiales) [95].

Para minimizar la interferencia con las imágenes de RM, la estructura principal del robot está impresa en 3D con polímeros biocompatibles. Los componentes restantes también están hechos de materiales no conductores, no metálicos y no ferromagnéticos, como se aprecia en la Figura 12.

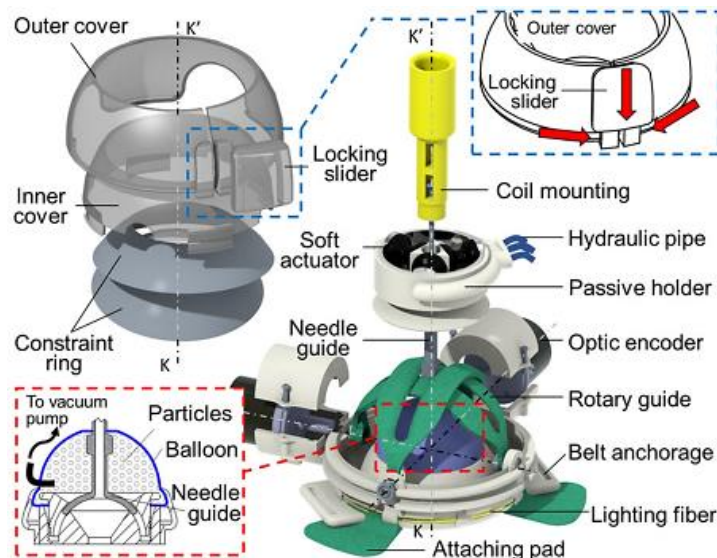


Figura 12 Vista explosionada de la estructura interior del robot [94].

e) Actuadores suaves impulsados por fluido

El robot incorpora un actuador suave accionado por fluido ($\varnothing 40$ mm \times 10 mm de altura) para el ajuste fino del posicionamiento de la aguja. Las cámaras fluídicas del actuador blando están impresas en 3D con polímeros. El movimiento planar de dos grados de libertad puede ser generado por las tres cámaras blandas (Figura 12), que están llenas de agua destilada. Las cámaras están conectadas a través de tuberías de 10 m de longitud a los cilindros maestros, que son accionados por motores eléctricos.

CAPÍTULO 3: METODOLOGÍA

En la Figura 13 se presenta un diagrama a bloques mostrando cada una de las etapas del desarrollo del proyecto, cada una de ellas se explicará a detalle en las siguientes secciones.

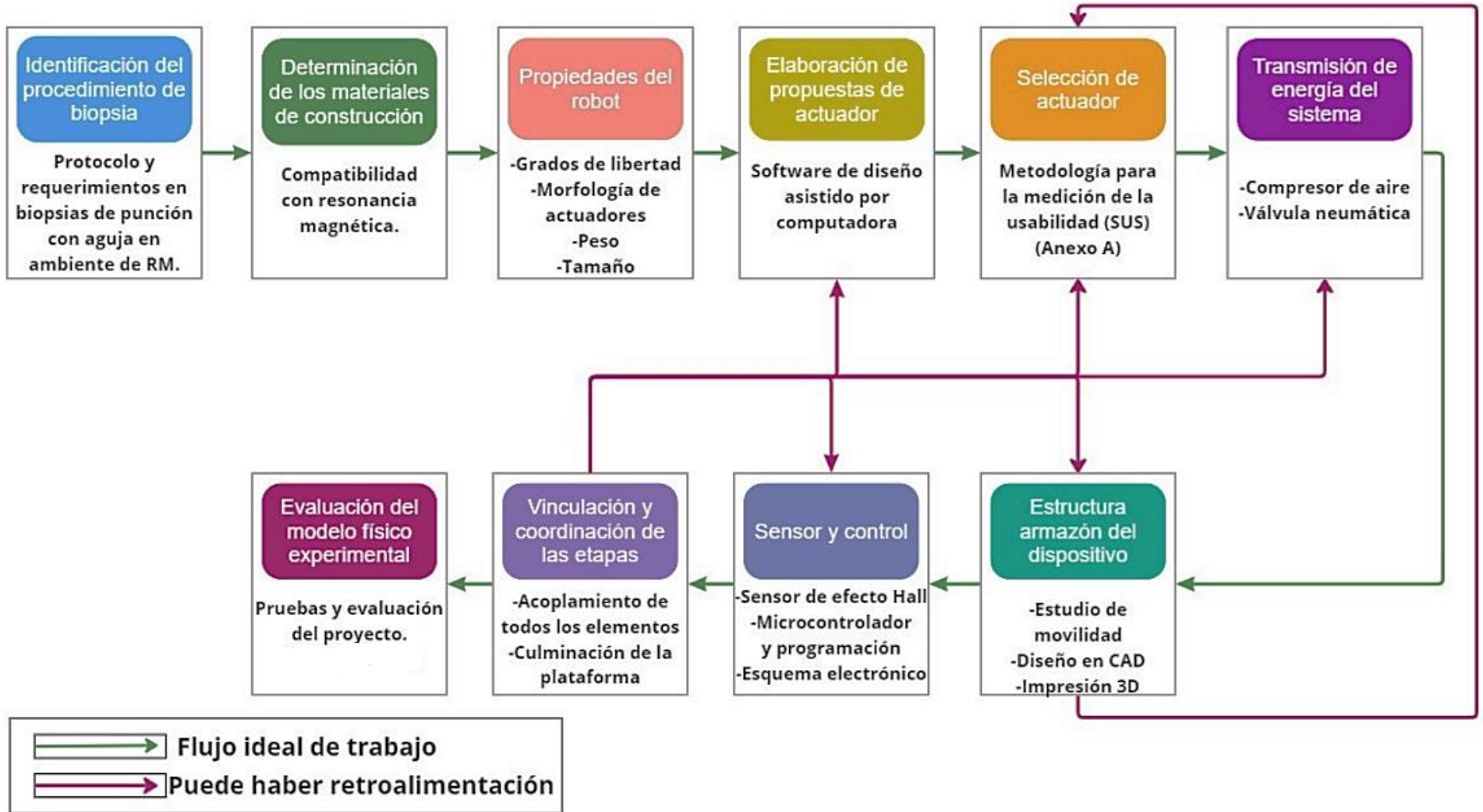


Figura 13 Diagrama representativo de la metodología del proyecto.

3.1. Identificación del procedimiento de biopsia de punción

De acuerdo a lo establecido por las Guías de Práctica Clínica (GPC) [96], el Colegio Americano de Radiología (ACR) y la Sociedad Radiológica de Norte América (RSNA) [97], se obtuvo el siguiente compendio, mostrado en la Tabla V, como el protocolo básico de procedimiento de biopsias de punción compatibles con resonancia magnética.

Tabla V Protocolo Básico de Biopsias de punción compatibles con RM [96] [97].

Generalidades
<ul style="list-style-type: none">• Los procedimientos mínimamente invasivos guiados por imágenes, como la biopsia guiada por RM, se llevan a cabo por médicos y radiólogos especialmente capacitados. Esta es normalmente una intervención ambulatoria.
<ul style="list-style-type: none">• Bajo ciertos criterios se determina si es necesario aplicar medios de contraste (gadolinio) a través de una línea intravenosa en una vena de la mano o del brazo previo al procedimiento.
<ul style="list-style-type: none">• Este procedimiento por lo general tiene una duración de 30 a 60 minutos.
Procedimiento
<ul style="list-style-type: none">○ Se desliza al paciente dentro de la parte magnética del resonador para comenzar la exploración. Mediante un software, el médico mide la posición del tumor, calcula la profundidad y determina la zona donde debe realizarse la biopsia.
<ul style="list-style-type: none">○ Se saca al paciente de la mesa de la máquina de RM y el especialista aplica una inyección de anestesia local en el área que se determinó.
<ul style="list-style-type: none">○ Se realiza una pequeña muesca en la piel en el sitio donde se insertará la aguja para la biopsia. El radiólogo inserta la aguja, la hace avanzar hasta la ubicación de la anomalía y se lleva a cabo otro estudio por imágenes de RM para verificar su posición.
<ul style="list-style-type: none">○ Luego se extraen muestras de tejido por medio de una aguja. Tras este muestreo, se retira la aguja.
<ul style="list-style-type: none">○ Se puede ubicar un pequeño marcador en el sitio para que pueda ser localizado en el futuro, de ser necesario.
<ul style="list-style-type: none">○ Una vez finalizada la biopsia, se ejerce presión para detener cualquier hemorragia y se cubre la incisión en la piel con un vendaje. No se necesitan suturas.
<ul style="list-style-type: none">○ Posterior al examen y bajo el criterio del médico, se puede realizar una mastografía para confirmar la correcta extirpación de tejido.

3.2. Determinación de los materiales de construcción

La determinación de los materiales de construcción de la plataforma experimental se basó en las características elementales de cada componente, principalmente en que sus propiedades magnéticas fueran compatibles con el procedimiento de RM.

Considerando que los materiales magnéticos se clasifican en función de su respuesta en un campo magnético externo aplicado, se distinguen principalmente en materiales paramagnéticos, diamagnéticos, ferromagnéticos y antiferromagnéticos, cuya naturaleza elemental se muestra en la Figura 14. Las respuestas magnéticas de cada categoría difieren en gran medida con respecto a su intensidad.

1 H																	2 He	
3 Li	4 Be											5 B	6 C	7 N	8 O	9 F	10 Ne	
11 Na	12 Mg											13 Al	14 Si	15 P	16 S	17 Cl	18 Ar	
19 K	20 Ca	21 Sc	22 Ti	23 V	24 Cr	25 Mn	26 Fe	27 Co	28 Ni	29 Cu	30 Zn	31 Ga	32 Ge	33 As	34 Se	35 Br	36 Kr	
37 Rb	38 Sr	39 Y	40 Zr	41 Nb	42 Mo	43 Tc	44 Ru	45 Rh	46 Pd	47 Ag	48 Cd	49 In	50 Sn	51 Sb	52 Te	53 I	54 Xe	
55 Cs	56 Ba	57 La	72 Hf	73 Ta	74 W	75 Re	76 Os	77 Ir	78 Pt	79 Au	80 Hg	81 Tl	82 Pb	83 Bi	84 Po	85 At	86 Rn	
87 Fr	88 Ra	89 Ac																
			58 Ce	59 Pr	60 Nd	61 Pm	62 Sm	63 Eu	64 Gd	65 Tb	66 Dy	67 Ho	68 Er	69 Tm	70 Yb	71 Lu		

Figura 14 Tabla periódica sobre el comportamiento magnético de cada uno de los elementos a temperatura ambiente [98]

Los elementos ferromagnéticos no están permitidos para estar dentro del cuarto de resonancia magnética, ya que, al imponerse a un pequeño campo magnético externamente, puede originar que los dominios magnéticos se alineen entre sí y entonces el material se magnetizaría. Luego, el campo magnético generado puede aumentar por un gran factor e imantarse rápidamente de los otros materiales, lo cual puede resultar en alteraciones en el estudio o en accidentes dentro de la sala de resonancia magnética [99].

Los materiales potencialmente útiles para el dispositivo y compatibles para el cuarto de resonancia magnética son los que están compuestos por los elementos denominados diamagnéticos y aún los paramagnéticos. Los elementos diamagnéticos muestran una fuerza de repulsión muy débil en presencia de campos magnéticos externos, es decir la susceptibilidad magnética es negativa; por otro lado, los paramagnéticos si bien presentan magnetización en la dirección del campo aplicado no presentan ferromagnetismo, y su reacción frente a los campos magnéticos es muy poco apreciable [98].

En la experimentación y construcción de los diferentes prototipos de cámaras realizadas para los actuadores se trabajó con dos siliconas similares entre sí, ambas son cauchos de silicona de curado por adición y se muestran en la Figura 15.

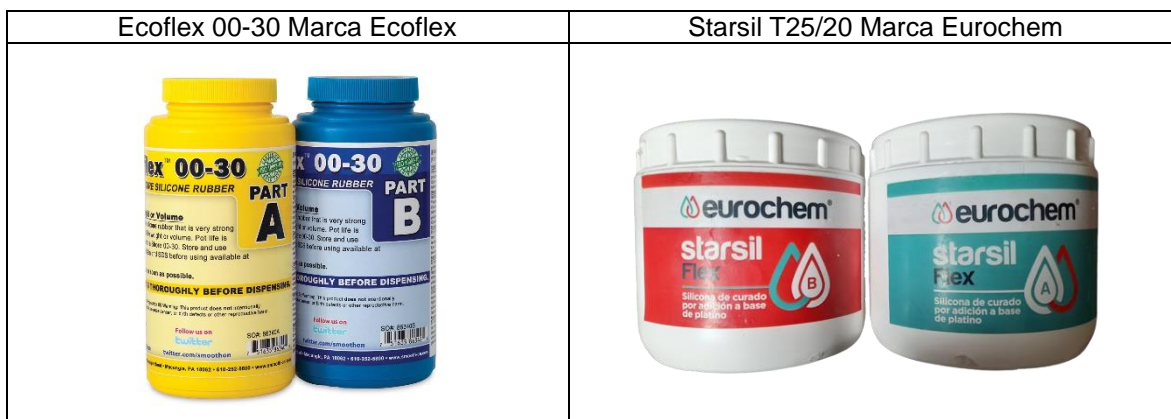


Figura 15 Siliconas usadas durante la experimentación y fabricación de los actuadores.

Estos cauchos de silicona se consideran compatibles y seguros para encontrarse dentro del cuarto de resonancia magnética durante los procedimientos, ya que al igual que la mayoría de las siliconas, son considerados como polímeros inorgánicos derivados del polisiloxano, que está constituido por una serie de átomos de Silicio (Si) y Oxígeno (O) alternados, ambos elementos compatibles con la RM [100].

Las siliconas Ecoflex y Starsil Flex son compuestos de silicona líquida de alto rendimiento que se endurecen a base de platino. Debido a las propiedades físicas, mostradas en la Tabla VI y a la flexibilidad de estos cauchos también se utilizan para aplicaciones de prótesis e implantes, al igual que para diversas aplicaciones industriales y presentan un rango de temperatura de servicio constante de $-21\text{ }^{\circ}\text{C}$ a $+205\text{ }^{\circ}\text{C}$ [101]. El material, una vez endurecido es inocuo para la piel y está certificado por un laboratorio según la norma ISO 10993-10 sobre Evaluación biológica de productos sanitarios, Parte 10: Ensayos de irritación y sensibilización cutánea [102], las características de la silicona una vez endurecida se muestran en la Tabla VI.

Tabla VI Ficha Técnica Ecoflex 00-30 [101].

Viscosidad mixta	3,000 cps ⁵
Densidad relativa (g/cc)	1.07
Volumen específico (cu.in./lb.)	26.0
Tiempo de empleo útil	45 minutos
Tiempo de endurecimiento	4 horas
Dureza Shore	00-30
Resistencia a tracción	200 psi
Módulo 100%	10 psi
Alargamiento a la rotura	900%
Resistencia al desgarrar B	38 pli ⁶
Contracción (in./in.)	< .001 in./in.

⁵ Centipoise (CPS): Centésima parte del poise o milipascal por segundo (mPa·s).

⁶ Fuerza por unidad de ancho del material (PLI): Libras/pulgada lineal

Para la base del robot se requirió un material más rígido que pudiera servir como armazón y guía para el posicionamiento fijo de los actuadores, por lo que se optó por una estructura diseñada en SolidWorks, software de Diseño Asistido por Computadora (CAD) e impresa en 3D con filamento de Ácido Poliláctico (PLA), cuya ficha técnica se muestra en la Tabla VII.

El PLA es un polímero o bioplástico constituido por elementos similares al ácido láctico, específicamente Oxígeno (O), Carbono (C) e Hidrógeno (H) compatibles para el ambiente de resonancia magnética [103].

Tabla VII Ficha Técnica de PLA griloN3 [104].

FÍSICAS	Gravedad específica	1.24 g/cc
	MFR (tasa de flujo de fusión)	6 g/10min
	Viscosidad Relativa (ASTM D5225)	04.0
	Temperatura máxima de fusión	145-160 °C
MECÁNICAS	Resistencia a la tracción	8700 psi
	Resistencia a la tracción hasta rotura	7700 psi
	Módulo de tracción	524,000 psi
	Alargamiento a la tracción	6%
	Fuerza flexible	12000 psi
	Módulo de flexión	555000 psi
	Temperatura de distorsión térmica	55 °C

Los actuadores al ser controlados neumáticamente requieren mangueras para distribuir el fluido con el que serán accionados, las utilizadas son mangueras cristal de PVC (policloruro de vinilo) que es una combinación química de Carbono (C), Hidrógeno (H) y cloro (Cl), los cuales no representan ningún problema al estar en el entorno de la RM. Cabe mencionar que el sistema electrónico y la fuente de accionamiento de la plataforma física experimental se encontrará fuera del cuarto del estudio de RM, de forma que no interfiera con el funcionamiento de dicho equipo, siendo las mangueras mencionadas anteriormente las que comuniquen las válvulas accionadas por el sistema electrónico hacia la plataforma robótica.

3.3. Propiedades del robot

Basándonos en el objetivo planteado para el robot y considerando algunas características de las plataformas consultadas en el estado del arte, se puntualizaron las propiedades que el robot debería poseer. Cabe mencionar que el dispositivo contiene elementos inspirados en la estructura de un modelo diseñado anteriormente para la tesis “Diseño de un robot de tres grados de libertad para punción, compatible con ambientes de tomografía computada y resonancia magnética, y fabricación de un primer prototipo de laboratorio”, trabajado en la Universidad Autónoma del Estado de México [105]. El presente proyecto propone un prototipo similar al de la tesis mencionada anteriormente, implementando en esta ocasión siliconas de curado para la fabricación de actuadores, una estructura armazón impresa en 3D y en medida de lo posible mejorar la fabricación, resistencia y funcionalidad del dispositivo.

Se determinaron las siguientes propiedades para construir la plataforma.

3.3.1. Grados de libertad

Se construyó una plataforma que consta de dos grados de libertad en una configuración semiesférica, mostrada en la Figura 16.

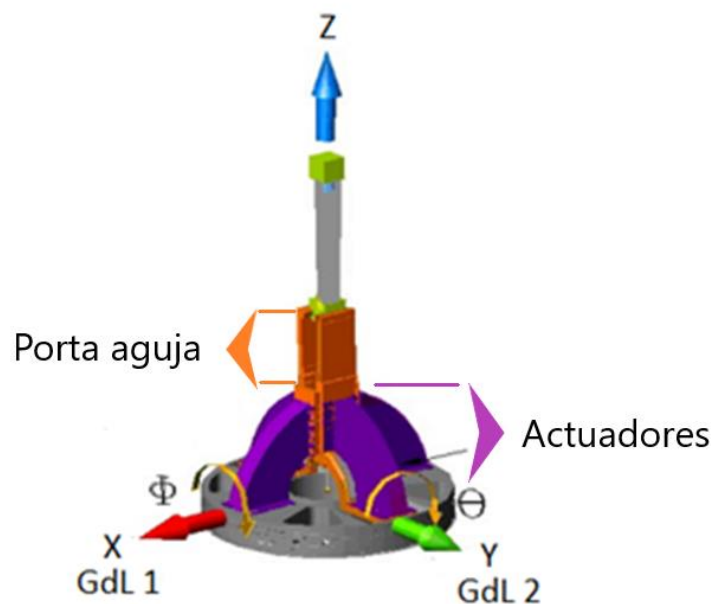


Figura 16 Propuesta estructural de la plataforma [105].

Con los dos grados de libertad se ubica la aguja en el ángulo de inserción deseado, movilizándolo el porta aguja (mostrado en color naranja en la Figura 16) con cuatro cámaras de activación por flujo como actuadores que se encuentran colocados en la base circular (en color morado en la Figura 16). Los actuadores son contiguos en uno de sus extremos donde se encuentran en una de las cuatro caras del porta aguja. La plataforma está diseñada de este modo para que cada par de actuadores

tengan un movimiento antagónico entre sí, es decir que cuando un actuador se extienda el de enfrente se contraiga y de este modo cada par de cámaras representaría un grado de libertad (ver Figura 17). Un potencial tercer grado de libertad realizaría la inserción de la aguja en el tejido del paciente (representada como Z en la Figura 16).

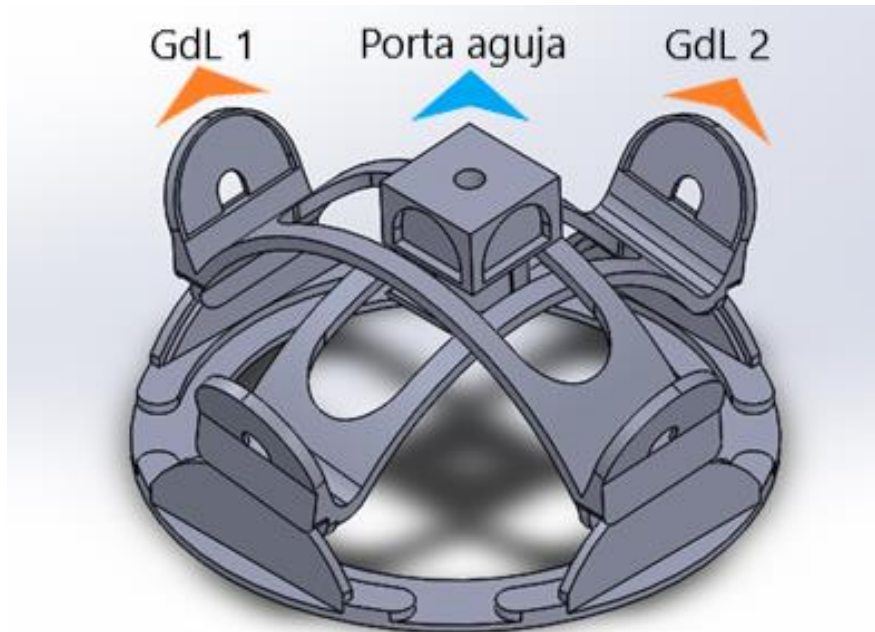


Figura 17 Modelo 3D de la estructura armazón.

3.3.2. Tamaño y Peso

La estructura total del robot que se posicionará sobre el cuerpo del paciente tiene un tamaño compacto de aproximadamente 155 mm de diámetro en el armazón de base circular por 100 mm de altura. Puede transportarse con facilidad y con la capacidad de mantenerse posicionado en el cuerpo del paciente considerando las limitaciones de espacio del gantry⁷ del equipo durante el estudio, el tamaño también permite una cómoda movilidad de los grados de libertad y el posicionamiento de la aguja.

Así mismo, se contempló que el robot fuera lo suficientemente ligero para que pudiera permanecer en el cuerpo del paciente durante el estudio que puede llegar a prologarse hasta una hora sin representar una carga pesada o incómoda, siendo el peso total del dispositivo sobre el paciente no mayor que 350 gr.

⁷ Gantry: Orificio central en el cuerpo vertical del equipo en el que se introduce la camilla de exploración del paciente.

3.3.3. Actuadores

Las cámaras para los actuadores se diseñaron en función al objetivo planteado, que al suministrarles la alimentación neumática se elongarán hasta alcanzar la posición deseada y al quitar la alimentación los actuadores se comprimirán.

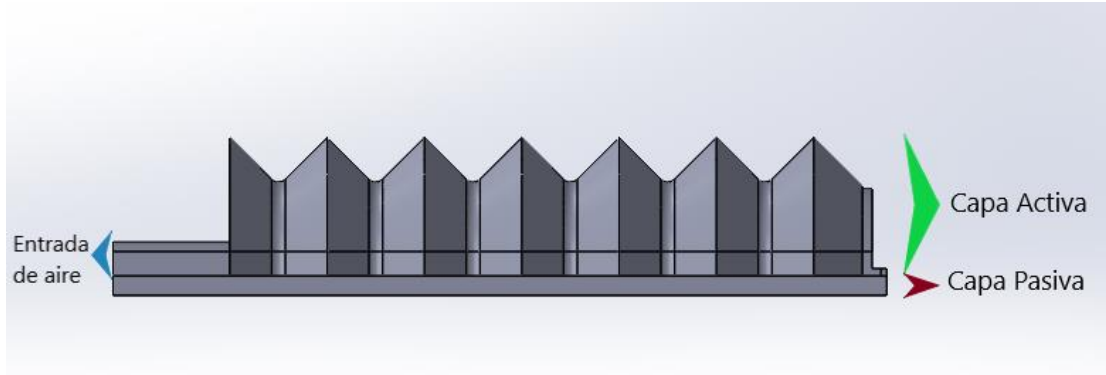


Figura 18 Capa Activa y Capa Pasiva de las cámaras

El diseño de las cámaras se conforma por dos capas, o espacios, a las que denominamos 1)Capa Activa y 2)Capa Pasiva, mostradas en la Figura 18, siendo la Capa Activa el espacio con flujo de aire y que al ser alimentado la silicona se estira tal como un globo cuando es inflado, y la Capa Pasiva un espacio que no da lugar al estiramiento y mantiene su longitud original.

Al proporcionar flujo neumático al actuador se propicia una elongación de la Capa Activa, generando el movimiento o el “empuje” del porta aguja, lo que ocasiona que la cámara contigua se comprima, siendo este el movimiento antagónico.

La morfología del actuador propicia que al inflarse la Capa Activa y al mismo tiempo la Capa Pasiva mantener su longitud, se dé lugar a una curva que se adapta muy bien a la estructura armazón que se plantea con una forma semiesférica (ver Figura 19).

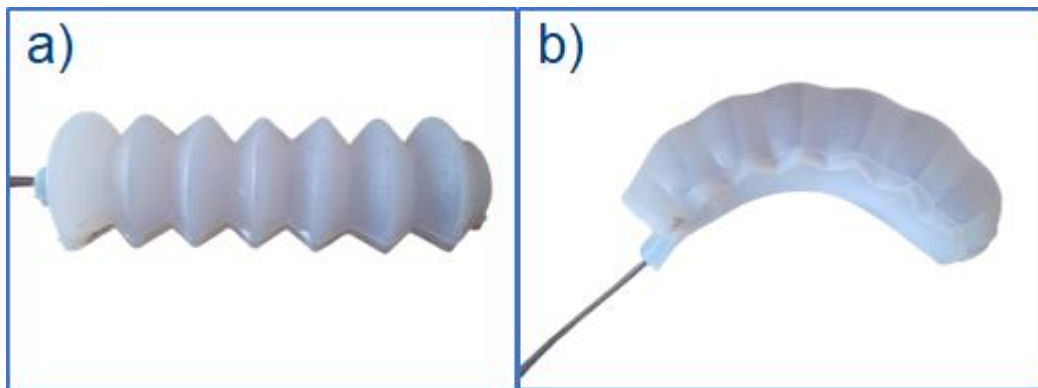


Figura 19 a) Actuador en estado original y b) Actuador tras ser alimentado por fluido.

3.4. Elaboración de propuestas de actuador

Se diseñaron y elaboraron un total de 9 propuestas de actuadores, considerando que tuvieran una estructura adecuada para cumplir con la tarea de elongación al ser accionados mediante fluido y que volvieran a su forma original tras dejar de ser alimentados. También para su diseño se tuvieron en cuenta las especificaciones y características dispuestas en los apartados 3.2 *Determinación de los materiales de construcción* y 3.3 *Propiedades del robot*, respetando con cada una de las propuestas los materiales de construcción elegidos, el tamaño, peso y grados de libertad previamente enlistados.

El proceso que se siguió para la elaboración de cada una de las propuestas consta de tres etapas tal como se muestra en el diagrama de la Figura 20. La primera de ellas es diseñar el actuador mediante software de diseño asistido por computadora, a la par se diseñará el molde negativo al actuador donde se verterá la silicona. La segunda fase consiste en la producción de los moldes, que serán impresos en 3D con filamento PLA (ácido poliláctico). La tercera etapa es el vaciado de la silicona en el molde, el tiempo de curado y la obtención del actuador suave final.

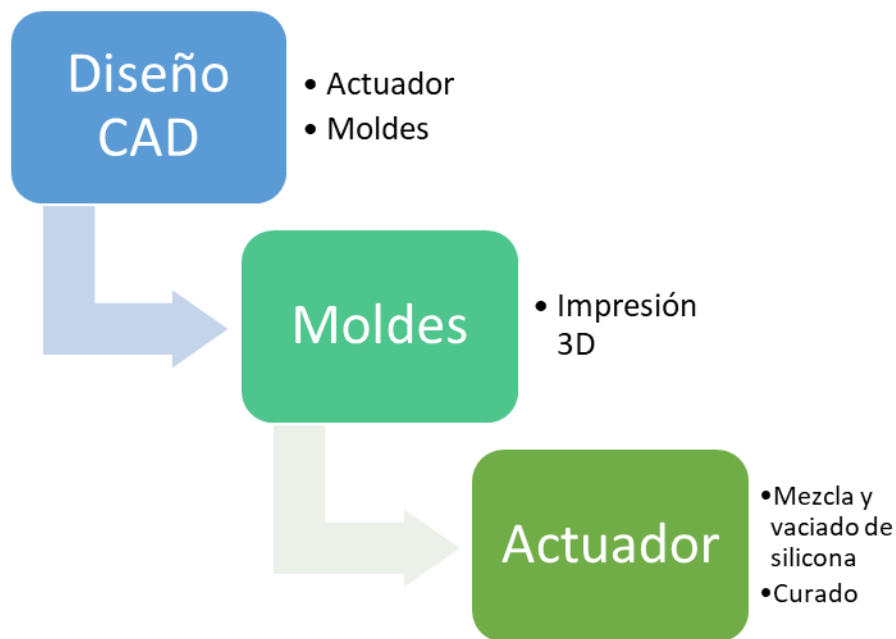


Figura 20 Proceso de elaboración de los actuadores de silicona.

3.4.1. Diseño CAD

Cada propuesta de actuador se diseñó en el software de Diseño Asistido por Computadora (CAD) SolidWorks. Las propuestas se fundamentaron inicialmente en algunos actuadores suaves encontrados en la literatura, principalmente los accionados por fluido, posteriormente, se fueron particularizando y perfeccionando para adaptarse a la funcionalidad de este proyecto.

Teniendo el actuador diseñado, se procedió a diseñar los moldes usando también SolidWorks. En esta etapa se especificó el espesor de las paredes del actuador, lo cual se realiza considerando el espacio entre las partes del molde A y B, que en la etapa de vaciado será el espacio ocupado por silicona para finalmente dar lugar al actuador. Se probaron en los prototipos de actuadores un rango de espesores desde 1mm hasta 3mm con el fin de observar la fluctuación de flexibilidad en la silicona cuando se les suministra el fluido.

Una vez concluido el diseño de los moldes se procedió a almacenarlos como archivos STL⁸ para ser impresos en 3D (ver Figura 21).

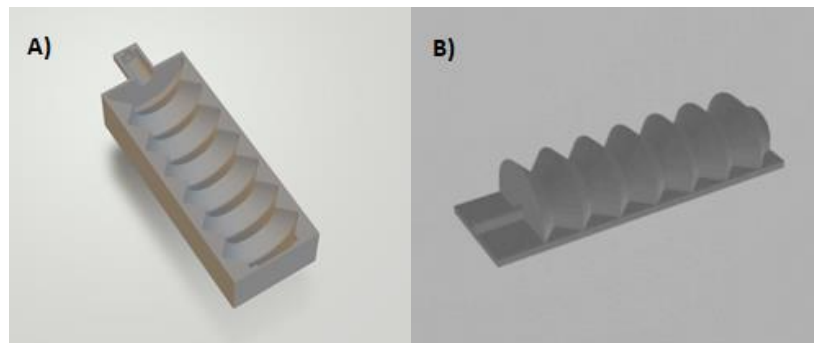


Figura 21 Partes A y B de molde diseñado en SolidWorks guardado en STL

3.4.2. Moldes

Para la impresión 3D, primero se procede a configurar los ajustes y especificaciones de la impresión en la aplicación libre Ultimaker Cura (ver Figura 22), dichos ajustes se exponen en la Tabla VIII. Posteriormente se almacena en una memoria extraíble para compartirlo con la impresora 3D. El material para la impresión utilizado fue un filamento PLA de 1.75 mm en distintas marcas (especificado en la Tabla VIII).

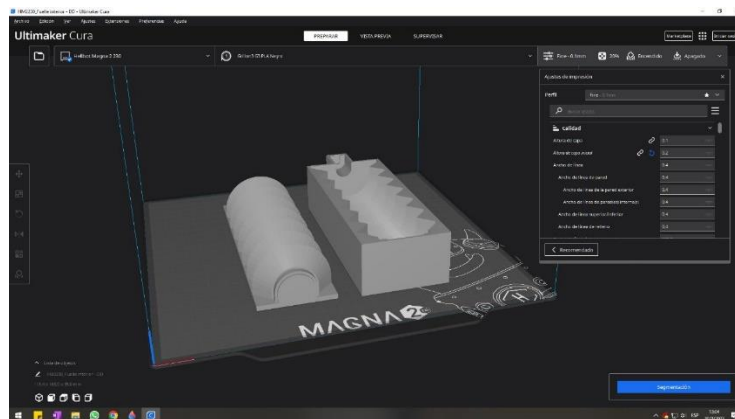


Figura 22 Programa Ultimaker Cura

⁸ STL (siglas provenientes del inglés "STereoLithography") es un formato de archivo informático de diseño asistido por computadora (CAD) que define geometría de objetos 3D, excluyendo información como color, texturas o propiedades físicas que sí incluyen otros formatos CAD. [106]

Tabla VIII Ajustes de impresión 3D.

Calidad	
Altura de capa	0.1 mm
Altura de capa inicial	0.2 mm
Paredes	
Grosor de la pared	0.8 mm
Recuento de líneas de pared	2
Expansión horizontal	0.0 mm
Superior e inferior	
Grosor superior /inferior	0.8 mm
Grosor superior	0.8 mm
Capas superiores	4
Grosor inferior	0.8 mm
Capas inferiores	4
Relleno	
Densidad de relleno	20%
Patrón de relleno	Rejilla
Material	
Temperatura de impresión	210 °C
Temperatura de la placa de impresión	60 °C
Velocidad	
Velocidad de impresión	60 mm/s
Desplazamiento	
Habilitar la retracción	Sí
Salto en Z en la retracción	Sí
Refrigeración	
Activar refrigeración de impresión	Sí
Velocidad del ventilador	100%
Soporte	
Generar soporte	Sí
Colocación de soporte	En todos los sitios
Ángulo de voladizo del soporte	50 °
Expansión horizontal del soporte	0 mm
Adherencia de la placa de impresión	
Tipo de adherencia de la placa de impresión	Falda

Para dejar los moldes listos para la siguiente etapa, éstos se sometieron a dos procesos adicionales, que se describen a continuación.

Alisado de superficies

Una vez que el molde está listo y se retiraron las rebabas, se alisaron las superficies con el barniz XTC - 3D de Smooth-On, mostrado en la Figura 23, este procedimiento mejora la textura de la superficie de la impresión lo que ayuda al actuador a tener una superficie menos rugosa y reduce el riesgo de burbujas y fugas de aire.



Figura 23 Barniz XTC-3D

XTC-3D es un recubrimiento protector para alisar y dar acabado a piezas impresas en 3D que no derrite el plástico. XTC-3D rellena las estrías de impresión 3D y crea un acabado suave y de alto brillo. Elimina casi por completo la necesidad de pulir el molde acabado. XTC-3D se puede aplicar a impresiones SLA (Estereolitografía) y SLS (Sinterización selectiva por láser). Trabaja con PLA (ácido poliláctico), ABS (acrilonitrilo butadieno estireno), piezas impresas en polvo y otros soportes rígidos, espuma de uretano, así como madera, yeso, tela, cartón y papel [107].

El procedimiento consta de dos líquidos que se mezclan y se cepillan sobre la impresión 3D. El revestimiento se autonivela y se humedece uniformemente sin dejar pinceladas visibles ni palpables. El tiempo de trabajo es de 10 minutos y el tiempo de curado es de unas 4 horas (dependiendo de la superficie de cobertura y la temperatura). XTC-3D se cura formando una capa dura y resistente a los impactos que se puede lijar y pintar.

Procedimiento de recubrimiento con XTC-3D [107]:

1. Preparación: Los materiales deben almacenarse y usarse en un ambiente a temperatura ambiente (23 °C). Las temperaturas elevadas reducirán la vida útil. La parte A y parte B, mostrados en la Figura 24 deben medirse correctamente y mezclarse completamente para lograr propiedades completas de curado sólido de alta resistencia.
2. Seguridad: Se evita el contacto con los ojos y la piel, así como respirar los vapores, por lo que se trabaja en un área adecuadamente ventilada. Se

recomienda el uso de lentes de seguridad, mangas largas y guantes para minimizar el contacto con la piel ya que este material tiene una alta exotermia (genera calor). No mezclar los componentes en recipientes de vidrio o espuma.



Figura 24 Materiales utilizados en el barnizado con XTC-3D

3. Cobertura: Se requiere una cantidad muy pequeña de XTC-3D para recubrir una impresión 3D de tamaño medio. Una onza o 28.3 gramos de material mezclado cubrirán 101 in² (651 cm²) aplicados en 1/64in (0,04 cm) de espesor.
4. Medición y dispensación: Se requiere precisión al medir los componentes A y B para que XTC-3D cure correctamente. Las partes A y B se pueden medir por volumen o por peso de acuerdo con la siguiente Tabla IX. Dispensar las proporciones adecuadas de las partes A y B en recipientes limpios de plástico, metal o papel como el mostrado en la Figura 25 (no usar vasos de espuma o de vidrio).

Tabla IX Relación A:B de XTC-3D

Proporción de mezcla por:	Parte A: Parte B
Volumen	2A:1B
Peso	100A:42B

5. Mezcla: Se asegura que los utensilios para mezclar tengan un borde adecuado y estén limpios. Se combinan y mezclan las cantidades adecuadas de las Partes A y B. Se mezclan minuciosamente durante al menos 1 minuto. Se usa el borde del utensilio mezclador para sacar el material de los lados y el fondo del recipiente.



Figura 25 Proporción A y B para el barnizado

6. Aplicación: Se usa un cepillo desechable de pelos o un cepillo de espuma para aplicar XTC-3D como el que se exhibe en la Figura 26. Para lograr la capa más delgada posible, se recomienda aplicar el material con un cepillo de espuma. Para impresiones particularmente complicadas con detalles intrincados, es posible que desee recubrir una sección a la vez para un mejor control.

Si se van a agregar más capas, se deja que la primera capa se cure parcialmente hasta que esté "pegajosa" antes de aplicar la siguiente capa.

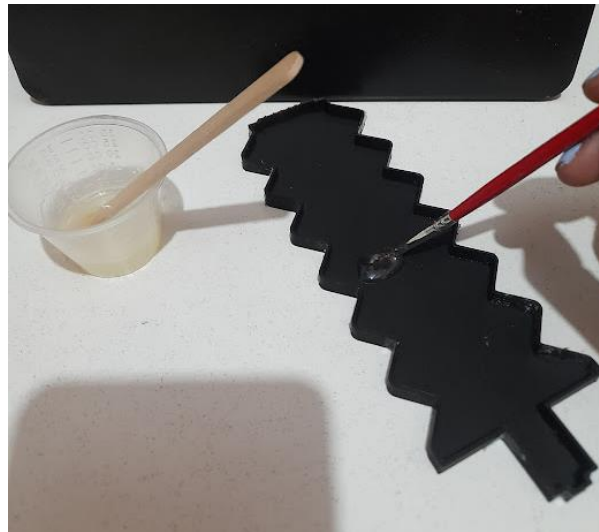


Figura 26 Aplicación de XTC-3D en molde impreso en 3D.

7. Curado: Una capa se cura hasta quedar libre de pegajosidad en aproximadamente 2 horas a temperatura ambiente (73°F/23°C). El calor moderado (150°F/60°C) curará el material en 15 minutos. Al finalizar, el material completamente curado será duro y no podrá penetrarse fácilmente. En la Figura 27 se observa el resultado del barnizado.

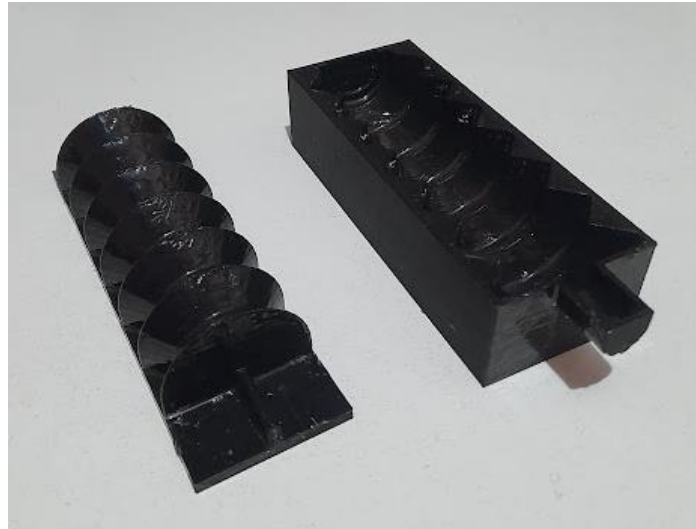


Figura 27 Resultado final del barnizado

Preparado para desmolde

Una vez finalizada la etapa de barnizado en el molde, se procede a preparar para el desmolde con el aerosol desmoldante de uso general mostrado en la Figura 28.

El Desmoldante Universal es un agente de liberación que está especialmente preparado para la elaboración de moldes y vaciados, y es compatible con la mayoría de los productos de caucho y plástico líquidos. Despega cauchos (como poliuretanos y polisulfuros) de modelos bien preparados. Usado apropiadamente, mejora la eficiencia del moldeo para una variedad de aplicaciones de fundición y, de hecho, alargará la vida útil de su molde de producción. Está disponible en forma de aerosol o líquido [108].



Figura 28 Universal Mold Release de la marca Smooth-On

El desmoldante universal es efectivo en un amplio rango de temperatura de 21°C a 260°C.

Procedimiento de uso del aerosol desmoldante universal (ver Figura 29) [108]:

1. Agitar bien antes de usar.

2. Sostener a 30cm de la superficie a rociar.
3. Aplicar una ligera capa continua sobre la superficie del modelo o molde y las formas circundantes.
4. Utilizando una brocha suave, esparcir el desmoldante sobre toda la superficie para romper la tensión superficial y minimizar el aire atrapado.
5. Aplicar otra capa ligera de desmoldante y deje reposar durante 5 minutos.
6. Al finalizar los pasos anteriores, el molde se encuentra listo para aplicar caucho o vaciar sobre su molde.

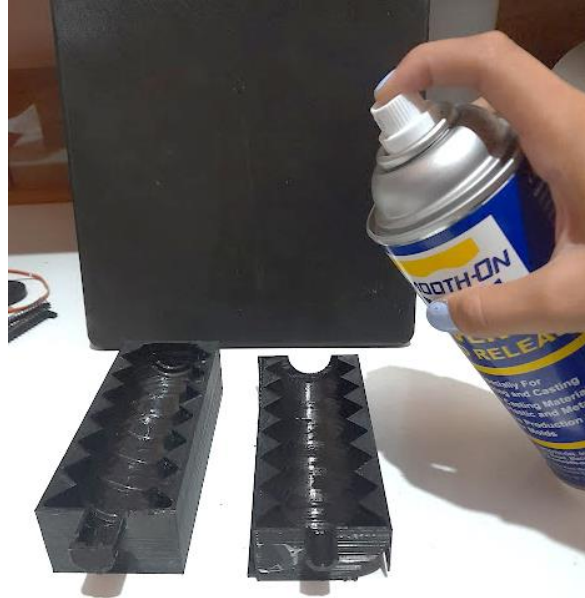


Figura 29 Preparación para desmolde.

3.4.3. Actuador

Una vez teniendo los moldes, se procede a la etapa final de la elaboración del actuador con la silicona, la cual se va a describir a continuación.

- Preparación: Es importante contar con ventilación adecuada y Equipo de Protección Personal (EPP) dependiendo de la silicona utilizada para minimizar el riesgo de contaminación. Se recomienda el uso de guantes de látex para inhibir el contacto durante el curado del caucho.

Las partes A y B de la silicona mostradas en la Figura 30 deben encontrarse a temperatura ambiente (23° aproximadamente) para tener una buena adhesión entre los dos elementos. Si el material se encuentra a temperaturas más elevadas, se reduce drásticamente el tiempo de trabajo y modelación y el tiempo del curado.



Figura 30 Partes A y B de la silicona Starsil Flex

Ambas partes se premezclan concienzudamente, cada parte por separado para que quede bien integrada.

- Mezclado y vaciado: La relación entre las dos partes de la silicona es 1:1, es decir, por cada tanto de la parte A se debe incorporar otro tanto de la parte B, ambas en la misma cantidad previamente mezcladas.



Figura 31 Silicona en partes 1A:1B para ser mezcladas

Se utilizó un recipiente liso, limpio y seco, donde se vierten e incorporan ambas partes en la cantidad aproximada que se necesita para vaciar en el molde, como se muestra en la Figura 31, recomendando utilizar un margen material por posibles pérdidas. Se mezclan durante 3-5 minutos aproximadamente hasta quedar bien integradas.

Se procede al vaciado de la silicona en los moldes previamente acoplados, se vierte la silicona empezando en el punto más bajo del molde, evitando así, aire atrapado, como se exhibe en la Figura 32.

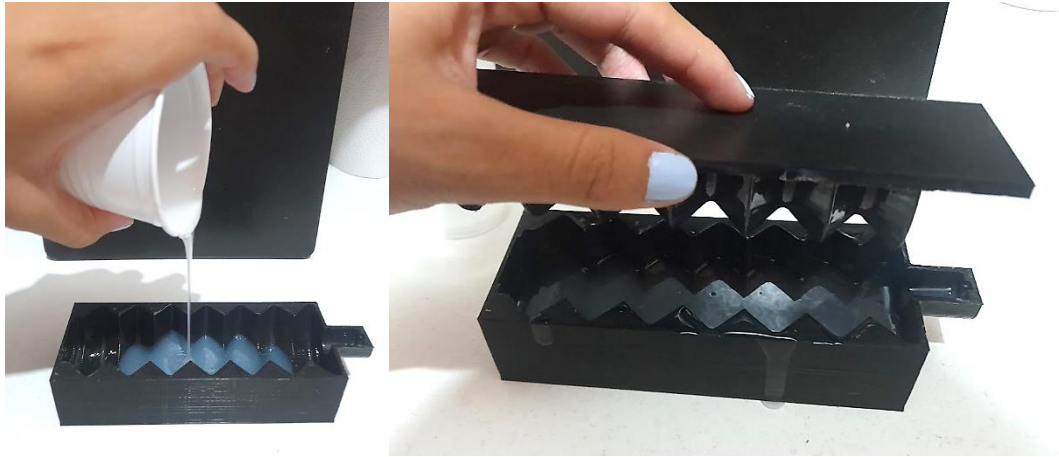


Figura 32 Vaciado de la silicona en moldes y acoplamiento.

- Curado y desmolde: Se da tiempo para la curación o secado de la silicona, en este caso, el material empleado tiene curación de 4 horas, a lo largo del cual debe mantenerse la temperatura ambiente de 23°C, ya que, con temperaturas inferiores a los 18°C, el material tiende a perder propiedades físicas óptimas y de su posterior rendimiento.

Después de haber curado el material a temperatura ambiente durante el tiempo establecido, se retiró la silicona de los moldes impresos en 3D, este proceso se realiza meticolosa y cuidadosamente apoyándose de herramientas como pinzas, desarmadores, etc. Con el fin de evitar cualquier daño en el actuador el cual puede resultar en roturas y fugas de aire (ver Figura 33). Primero se lleva a cabo el desmolde de la parte flexible del actuador para posteriormente sellar la parte pasiva que se muestra en la Figura 34.

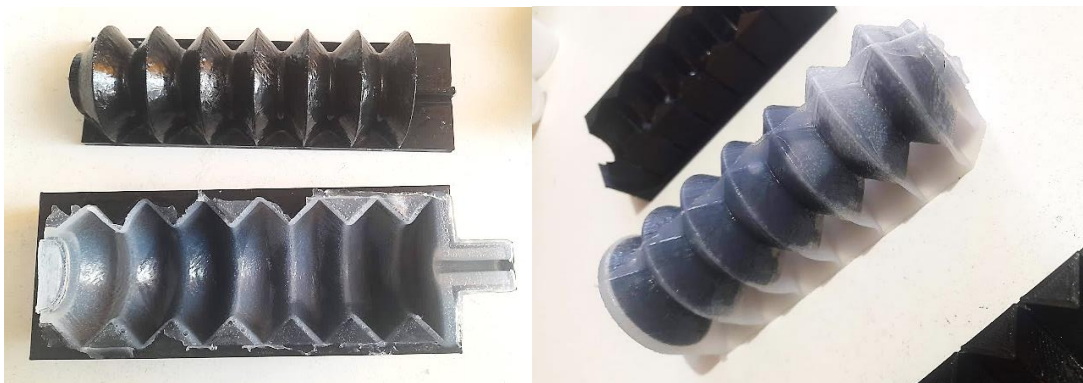


Figura 33 Desmolde parcial de actuador


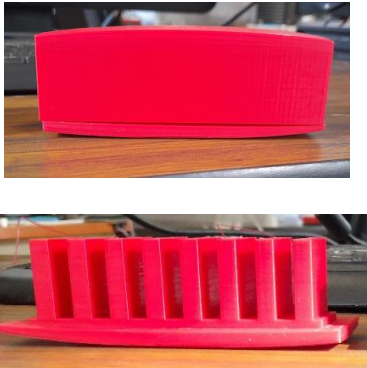
Una vez desmoldado el actuador se verifica su estado en cada una de las paredes y en dado caso de encontrar irregularidades en el modelo final, así como excesos, se retiran meticolosamente con ayuda de tijeras y cortadores exactos.



Figura 34 Última fase de sellado de la silicona en el actuador.



A continuación, se hace una compilación en la Tabla X de cada uno de los actuadores elaborados.

Tabla X Reporte de Prototipos de Actuadores realizados

Modelo: Rectangular A Dragon Skin 20	Molde: PLA 1.75mm - HATCHBOX	Espesor Paredes	Fugas	Observaciones	Resultado
		2.5 mm	Sí	<p>El actuador se desmoldó adecuadamente con facilidad.</p> <p>El prototipo reportó fugas de aire por lo que no fue posible concretar la etapa de alimentación neumática.</p> <p>Las paredes al tener un espesor ancho limitan la flexibilidad y el rango de movimiento del actuador. Se considera que el diseño no sería óptimo para implementarlo en el sistema.</p>	<p>Condición: Reconsiderar diseño, espesor y causas de fuga.</p> <p>Oportunidades: Reconsiderar el diseño de los moldes para evitar fugas. Considerar paredes menos gruesas para tener mayor rango de movimiento. Replantearse la morfología del actuador.</p>



Evidencia adicional:



Modelo: Rectangular B Dragon Skin 20	Molde: PLA 1.75mm- XINGTONG ZHI LIAN	Espesor Paredes	Fugas	Observaciones	Resultado
		2 mm	No	<p>El actuador se desmoldó adecuadamente con facilidad.</p> <p>El prototipo cumplió la tarea de alimentación neumática sin fugas.</p> <p>Se logró un buen rango de movilidad con este prototipo debido al espesor de las paredes.</p> <p>Considerar un diseño más adecuado para implementar en el sistema completo.</p>	<p>Condición: Mejora en algunos aspectos – Reconsiderar</p> <p>Oportunidades: El prototipo funcionó adecuadamente, sin embargo, se considera replantear el diseño para que se adapte mejor a la idea del sistema.</p>



Evidencia adicional:



Modelo: Rectangular C Dragon Skin 20	Molde: PLA 1.75mm - eSUN	Espesor Paredes	Fugas	Observaciones	Resultado
		3 mm	Sí	<p>Este prototipo se realizó con el objetivo de probar su resistencia con respecto a la presión de aire suministrada, con el fin de constatar las características de la silicona conforme se hagan más gruesas o delgadas las paredes.</p> <p>Se le suministró aire incrementando la presión progresivamente hasta que el prototipo sufrió una ruptura. Los resultados observados fueron que mientras más gruesas son las paredes, se va disminuyendo la movilidad del actuador, pero incrementando la resistencia en presión de aire.</p>	<p>Condición: Buena – Usado como referencia en cuanto a la funcionalidad.</p> <p>Oportunidades: En los prototipos siguientes se debe considerar para los actuadores un espesor de pared que, si bien permita un adecuado rango de movilidad, pueda al mismo tiempo ser alimentada neumáticamente sin sufrir rupturas o explosiones en su estructura.</p>



Evidencia adicional:



Modelo: Acordeón Ecoflex 00-30	Molde: PLA 1.75mm - eSUN	Espesor Paredes	Fugas	Observaciones	Resultado
		3mm	Sí	<p>La idea del prototipo era la expansión de uno sólo de sus lados (las estructuras circulares) de modo que sirviera como empuje, sin embargo, se presentaron complicaciones para desmoldar y no se obtuvo el resultado esperado ya que no genera el movimiento deseado.</p> <p>El vaciado de la silicona dentro del molde no fue ideal. El molde se tuvo que romper para extraer el actuador lo que resultó en daños para la silicona.</p>	<p>Condición: Reconsiderar diseño, vaciado de silicona y desmolde.</p> <p>Oportunidades: Diseñar alguna estructura diferente que cumpla con el movimiento esperado junto con un espacio más apto para vaciar la silicona para su difusión interna y que el desmolde no requiera a ruptura del molde.</p>

Evidencia adicional:



Modelo: Fuelle completo * Ecoflex 00-30	Molde: PLA 1.75mm - HATCHBOX	Espesor Paredes	Fugas	Observaciones	Resultado
		1 mm	Sí	<p>Si bien, la estructura se acerca a la deseada, se presentan errores de diseño que impiden el adecuado desmolde de la silicona.</p> <p>Adicionalmente, el actuador presenta muchas fugas y el molde no se empalma bien entre cada una de las partes lo que dificulta el posicionamiento para vaciar la silicona correctamente.</p>	<p>Condición: Reconsiderar espesor de las paredes, así como moldes para el vaciado y curado adecuado de la silicona.</p> <p>Oportunidades: Ajustes en el molde con el objetivo de mejorar el vaciado y separación de la silicona.</p>

Evidencia adicional:





* En este prototipo se utilizó el aerosol desmoldante (Universal Mold Release) de Smooth On.

Modelo: Individual *	Molde: PLA 1.75mm - HATCHBOX	Espesor Paredes	Fugas	Observaciones	Resultado
		1.5mm	Sí	<p>El objetivo de este molde era generar individualmente cada uno de los segmentos uniéndolos uno a uno para formar una estructura final tipo fuelle.</p> <p>La silicona no se mantiene en el lugar correcto y se esparce por fuera del molde.</p> <p>Se presentan complicaciones en el vaciado de la silicona y en el desmolde.</p>	<p>Condición: Replantear el diseño del molde completo</p> <p>Oportunidades: No es conveniente hacer cada uno de los segmentos, se considera replantear el diseño del molde que abarque el fuelle en totalidad.</p>

Evidencia adicional:





* En este prototipo se utilizó el aerosol desmoldante (Universal Mold Release) de Smooth On.

Modelo: Fuelle A * Ecoflex 00-30	Molde PLA 1.75mm – griloN3	Espesor Paredes	Fugas	Observaciones	Resultado
		1 mm	Sí	<p>Mejora considerable respecto a los modelos anteriores.</p> <p>Complicaciones para el vaciado de la silicona, se derrama fácilmente en las uniones de los moldes y ocasiona mayor gasto de silicona.</p> <p>El actuador se logró extraer adecuadamente sin necesidad de ruptura en los moldes externos, el interno tuvo complicaciones ocasionando una ruptura en la silicona.</p>	<p style="background-color: yellow;">Condición: Bueno - Mejora</p> <p>Oportunidades: Considerar paredes más espesas para evitar fugas y mejorar resistencia, así como un extremo más amplio para extraer el molde interno. Considerar un diseño más cómodo para el vaciado de la silicona.</p>

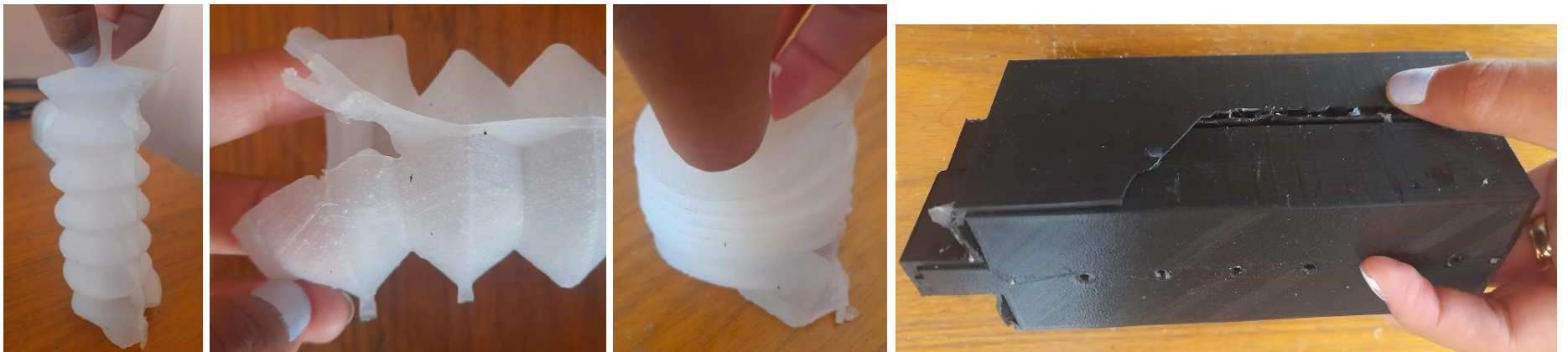
Evidencia adicional:



* En este prototipo se utilizó el aerosol desmoldante (Universal Mold Release) de Smooth On.

Modelo: Fuelle B * Ecoflex 00-30	Molde PLA 1.75mm – griloN3	Espesor Paredes	Fugas	Observaciones	Resultado
		1.5mm	No	<p>Mejora considerable tanto en el resultado, como en el vaciado de la silicona.</p> <p>No presentó fugas en las paredes. La adecuación en el molde permitió que la silicona se vertiera y distribuyera uniformemente en todos los espacios y sin pérdida considerable de material, debido a las aperturas del molde que servían como fuga para el aire y el exceso de silicona.</p> <p>El molde tuvo que sufrir rupturas para ser extraído el actuador, y el actuador al ser desprendido del molde interior también sufrió rupturas.</p>	<p>Condición: Bueno - Mejora</p> <p>Oportunidades: Extremo más amplio para extraer del actuador el molde interior sin ocasionar una ruptura.</p>

Evidencia adicional:



* En este prototipo se utilizó el aerosol desmoldante (Universal Mold Release) de Smooth On.

Modelo: Medio fuelle † Eurochem – starsil Flex	Molde PLA 1.75mm – griloN3	Espesor Paredes	Fugas	Observaciones	Resultado
		1.5 mm	No	<p>El modelo cumple las expectativas para el proyecto.</p> <p>No hubo complicaciones para el vaciado de silicona ni para el desmolde.</p> <p>No hubo necesidad de ruptura en ninguno de los moldes y debido a la morfología no es necesario los moldes internos que en ocasiones generan ruptura.</p> <p>La estructura de “Medio Fuelle” sirve muy bien para que al insuflarse el actuador se produzca naturalmente el movimiento en una dirección, lo cual servirá para el movimiento deseado en la estructura final del proyecto.</p>	<p style="background-color: #00b050; color: white; padding: 5px;">Condición: Óptimo para aplicarse en el proyecto</p> <p>Oportunidades: Se plantearán en la retroalimentación de las siguientes etapas del proyecto.</p>

Evidencia adicional:



* En este prototipo se utilizó el aerosol desmoldante (Universal Mold Release) de Smooth On.

† En este modelo se utilizó el barniz de alisado de superficies para los moldes impresos en 3D.

3.5. Selección de actuador

Se evaluó cada una de las propuestas diseñadas en software CAD y desarrolladas físicamente con silicona a partir de una metodología para la medición de la usabilidad SUS (System Usability Scale) [109], se adecuó el contenido original del SUS para adaptarlo al cumplimiento de las expectativas y requerimientos del robot (ver ANEXO A), en donde se evaluaron diversas características de las propuestas con base en los resultados obtenidos.

Las cualidades evaluadas con respecto al actuador de silicona fueron las siguientes:

1. El modelo se realizó a partir de la silicona Eurochem o Smooth On.
2. Una vez terminado NO tiene fugas.
3. El movimiento se adapta a la estructura armazón.
4. Es flexible.
5. No tiende a la ruptura fácilmente tras ser alimentado.
6. Resiste la ruptura una vez que llega a su máximo estiramiento.
7. Requiere dos o menos procesos de mezclado y desmolde de silicona.
8. Se acciona con el compresor considerado.
9. El desmolde resulta sencillo.
10. No se tiene que romper el molde para ser extraída la silicona.
11. Se manipula con estabilidad y buen control.
12. Cumple la función adecuadamente.

El mínimo de puntos que se pueden obtener de un modelo es de 12 y el máximo es de 60, siendo el puntaje más alto el que mejor se adapta a las expectativas de la plataforma.

Tras la evaluación se obtuvieron los siguientes resultados:

Modelo	Calificación
Rectangular A	36
Rectangular B	46
Rectangular C	34
Acordeón	23
Fuelle completo	33
Individual	30
Fuelle A	41
Fuelle B	46
Medio fuelle	58

Dados los resultados arrojados, el modelo *Medio fuelle* fue la propuesta de actuador mejor puntuada con 58 y se siguió adelante la plataforma con dicho modelo.

3.6. Transmisión de energía del sistema

El accionar de los actuadores se ejerce neumáticamente, es decir, que se emplea aire comprimido como modo de transmisión de la energía necesaria para que se movilizan los actuadores de silicona [110].

Para la transmisión de energía del proyecto se empleó como fuente principal un compresor de aire. Para el control y direccionamiento del fluido se empleó una válvula neumática para cada actuador. A continuación, se describen cada uno de los elementos mencionados.

3.6.1. Compresor de aire

Se emplearon componentes de un módulo motor-compresor originalmente destinado para un Colchón de Presión Alterna (usado para la prevención de úlceras por presión [111]) modelo QDC-303 marca Ortopedia Bernat [112], que se muestra en la Figura 35. El dispositivo está aprobado por la FDA y cuenta con la certificación ISO 13485/9001 [113].



Figura 35 Compresor de presión alterna.

De dicho dispositivo se extrajeron únicamente tres componentes, uno fue el compresor, el segundo el switch de encendido/apagado, y por último el regulador de la presión, estos son los elementos necesarios para el control de fluido suministrado mismos que se muestran en la Figura 35.

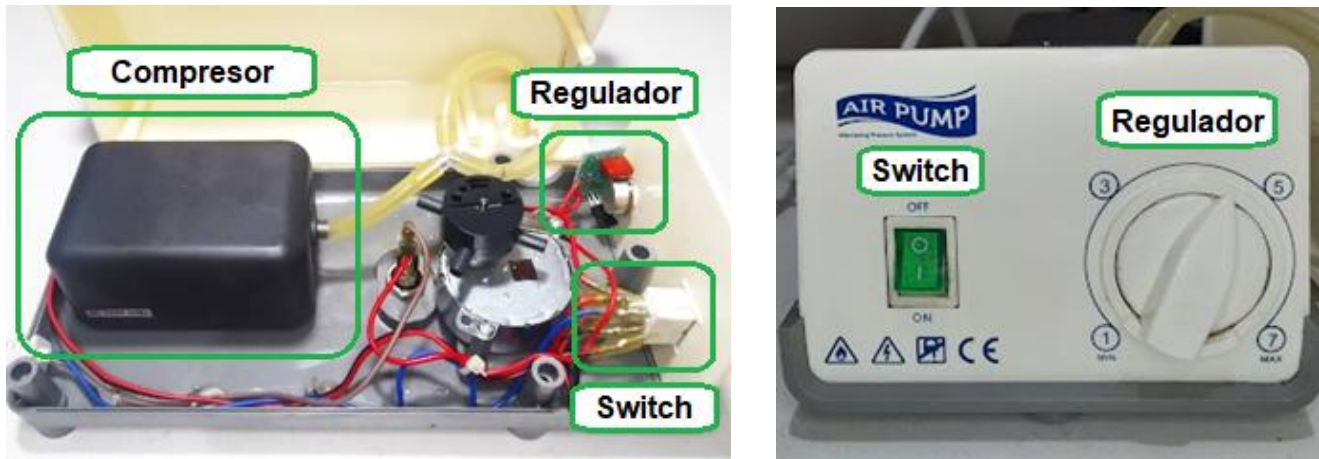


Figura 36 Elementos extraídos del motor-compresor para la alimentación del sistema.

El switch o interruptor se encarga el paso o la interrupción de la corriente eléctrica en el circuito de transmisión de energía del prototipo, se implementó para la función de encendido/apagado de los componentes electrónicos.

El regulador se encarga de determinar la cantidad de presión de fluido con la que el compresor alimentará a los actuadores, que va en un rango de 40mmHg a 100mmHg.

El compresor de aire obtenido del módulo tiene la función de proporcionar aire a presión que fluye a través de las mangueras hacia las válvulas y posteriormente a los actuadores. Este compresor funciona en Corriente Alterna a 220V y 50Hz.

3.6.2. Válvula neumática

La válvula neumática en el prototipo tiene la función de direccionar el flujo de aire proveniente del compresor (ver Figura 37).

Cada uno de los actuadores posee su propia válvula, lo que permite su control independiente. La válvula fue diseñada con 5 conductos, uno dedicado exclusivamente para la entrada de aire a la válvula y el resto que está determinado con la relación entre conductos, sirven para alimentar el actuador, mantener su forma actual, o bien, escapar el flujo de aire; lo cual se exhibe en la Figura 38.



Figura 37 Válvula neumática

La válvula tiene internamente un compartimiento que permite la conexión de dos conductos adyacentes. El aire fluirá entre los conductos que dicho compartimiento conecte, provocando la acción deseada sobre los actuadores. Estas acciones se explican en la Tabla XI.

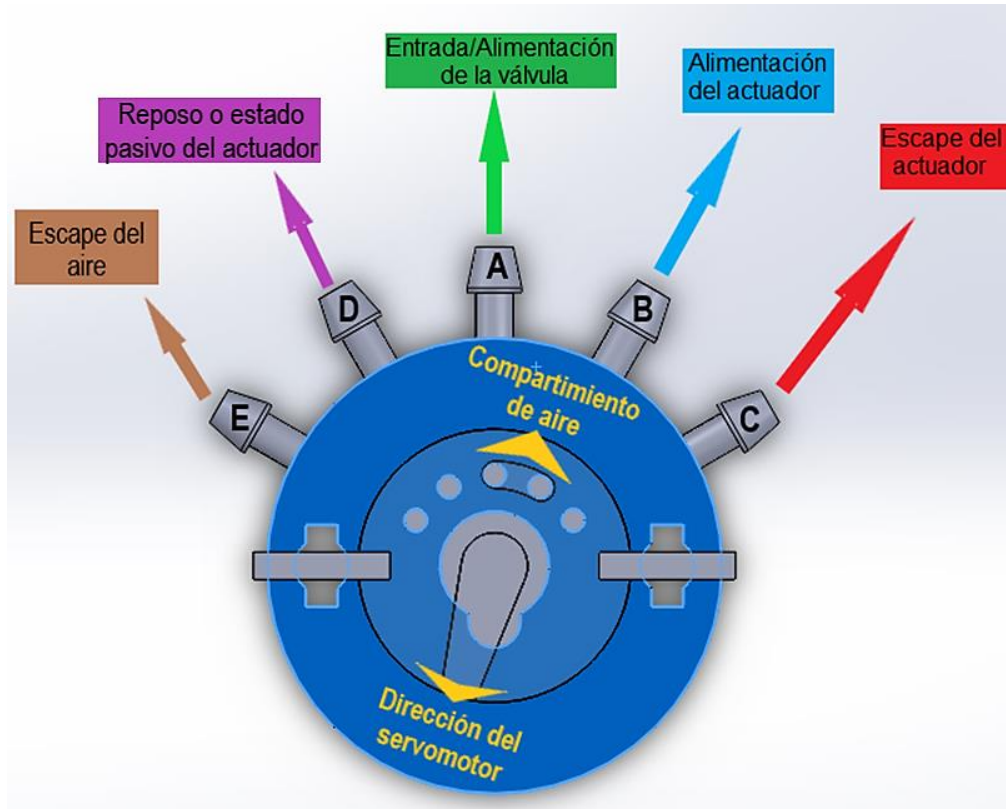


Figura 38 Conductos y funcionamiento de la válvula.

El compartimiento de aire se movilizará y posicionará con ayuda de un servomotor que se encuentra instalado en la parte intermedia de la válvula.

Tabla XI Resultado del posicionamiento de la válvula.

Conductos compartidos		Resultado
A	B	La alimentación recibida por el conducto A pasará al conducto B por lo que el actuador se inflará.
B	C	El aire que se encuentra en el interior del actuador fluirá del conducto B al C por lo que el actuador perderá su aire y se comprimirá.
A	D	Al pasar a este posicionamiento el actuador estará en un estado de reposo o pasivo, es decir, mantendrá la cantidad de fluido y posición actuales.
D	E	Únicamente habilitado en una de las válvulas cuando se busca liberar presión de aire no utilizada y así mantener un estado de reposo total los cuatro actuadores.

La válvula se diseñó en SolidWorks (ver Figura 39) con medidas adecuadas al resto de elementos involucrados, como el servomotor y mangueras para flujo neumático. Posteriormente las piezas de la válvula se imprimieron en 3D, con las especificaciones establecidas en la Tabla VIII.

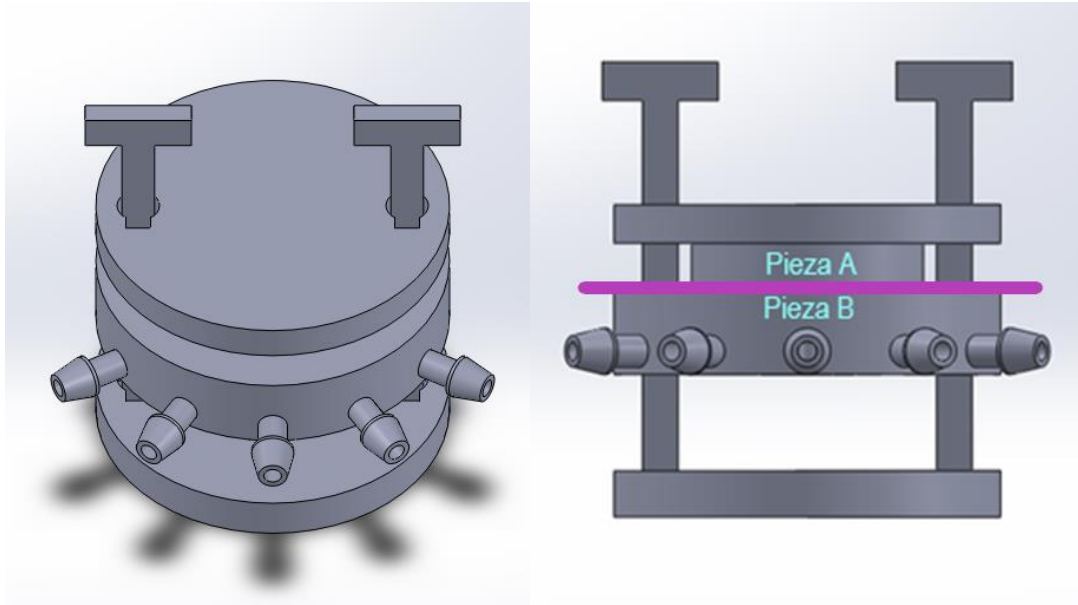


Figura 39 Diseño de la válvula en SolidWorks

Teniendo las piezas impresas, se realizaron mejoras adicionales en la Pieza A y Pieza B mostradas en la Figura 39, puntualmente en las caras contiguas entre sí, representadas con la línea morada de la Figura 39. Estas caras interconectan el compartimento de aire con los conductos de fluido, como se muestra en la Figura 40.

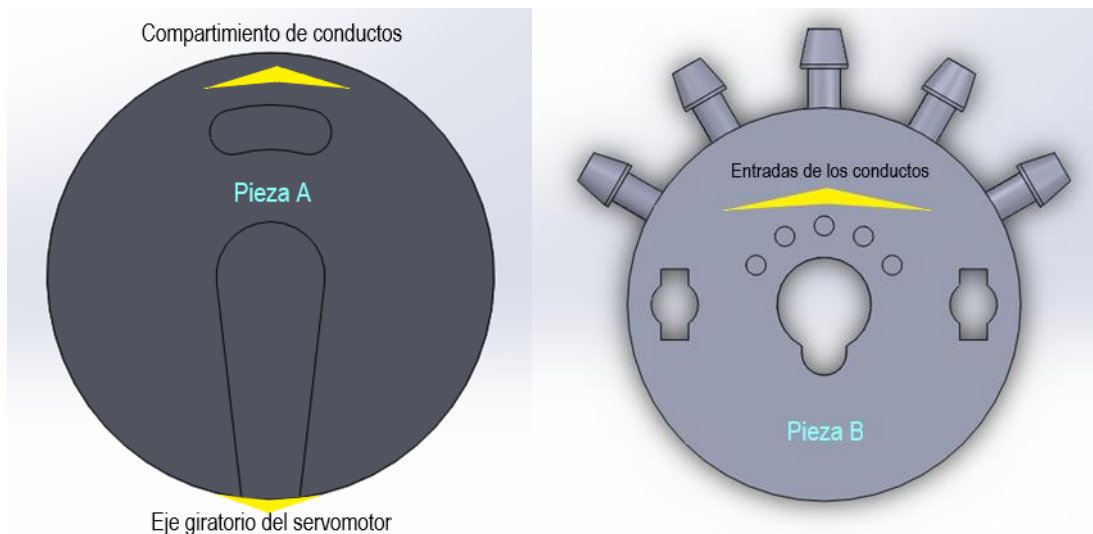


Figura 40 Caras contiguas de las piezas A y B de la válvula.

La mejora consistió en un barnizado con el producto XTC-3D para eliminar las texturas en el plástico propias de la impresión 3D, este procedimiento se explicó anteriormente en la Sección 2.4.1 Moldes. Adicional al barnizado, se pulieron las piezas con una lija de agua número 2000 para nivelar las caras y evitar posibles fugas de aire, como se muestra en la Figura 41. Por último, se puso una capa de grasa multipropósito la cara superior de la pieza para mejorar su movilidad entre las piezas.



Figura 41 Pulido y engrasado de las piezas de la válvula.

El servomotor se endosó en la parte intermedia de a válvula, en las aberturas diseñadas para este componente, cuya movilidad se produce en la Pieza A de la Figura 39. Para mantener unidas todas las piezas de la válvula con el fin de evitar las fugas de aire, pero mantener la movilidad de la Pieza A se consideraron dos seguros con resortes que facilitarían esta funcionalidad, como se muestra en la Figura 42.

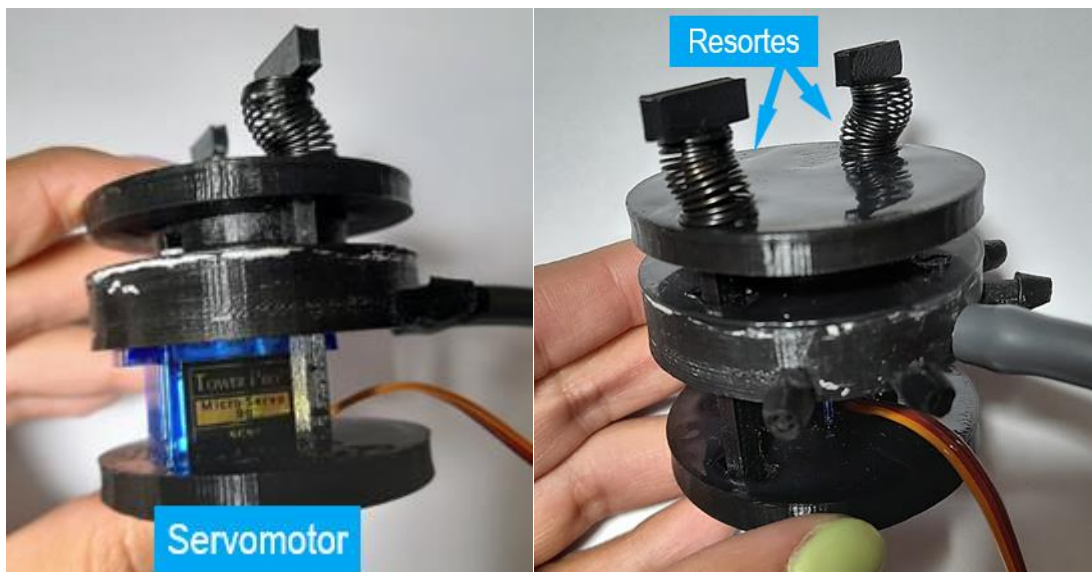


Figura 42 Válvula neumática completa.

3.7. Estructura almac3n del dispositivo

La estructura de la plataforma f3sica experimental tiene la funci3n de sostener y limitar el movimiento de los actuadores de silicona a los grados de libertad deseados y de este modo, posicionar el porta aguja. La estructura almac3n se dise1n3 en SolidWorks (ver Figura 43) de conformidad con los actuadores predispuestos y se dise1n3 para manejar un rango de aproximadamente 30° de inclinaci3n desde el centro hacia cualquier direcci3n.

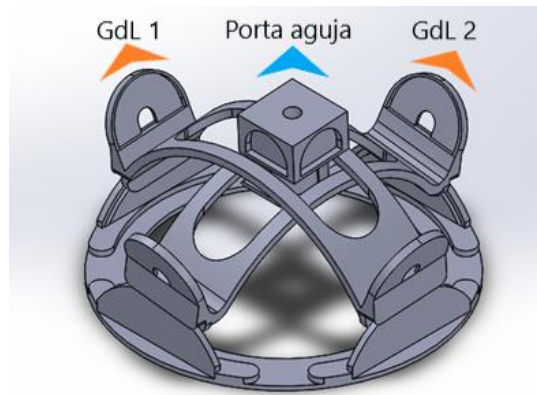


Figura 43 Ensamblaje en SolidWorks de la estructura almac3n

El almac3n consta de 4 piezas en total las cuales son una base, dos carriles de desplazamiento del porta aguja y el porta aguja, como se muestra en la Figura 44.

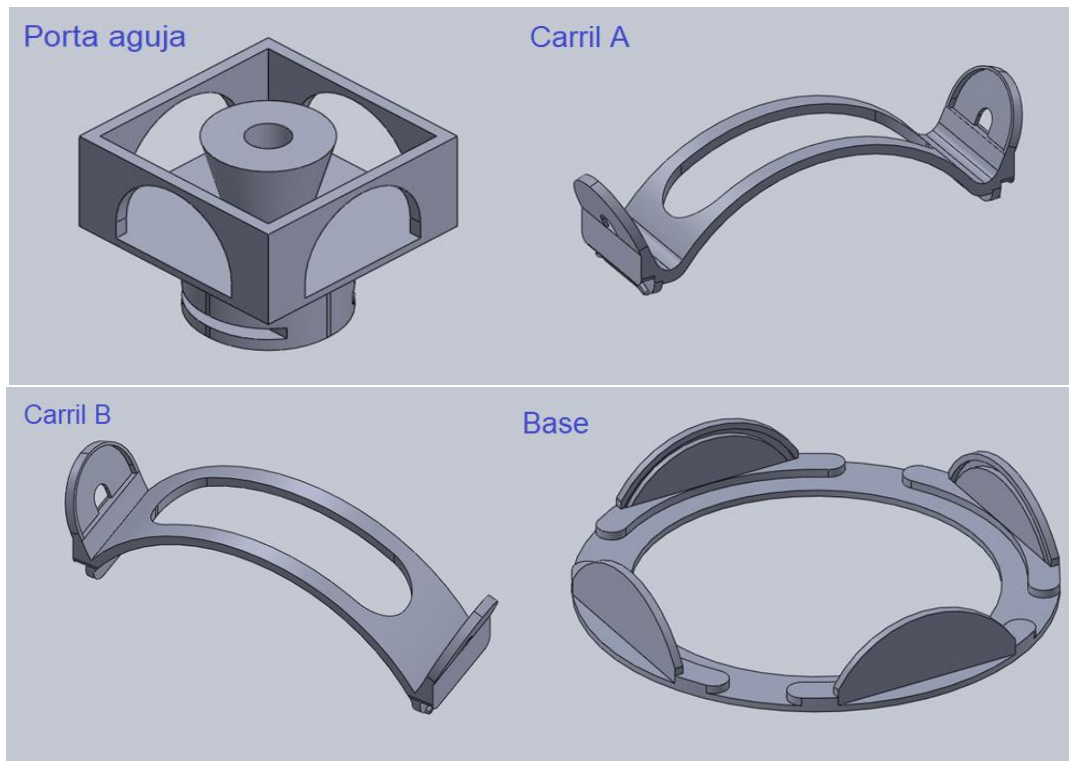


Figura 44 Cuatro piezas que conforman la estructura almac3n

El armazón se imprimió en 3D bajo las especificaciones indicadas en la Tabla VIII Ajustes de impresión 3D. Una vez impresas todas las piezas se pulieron las guías donde los carriles se desplazarían y se aplicó un poco de grasa con el fin de mejorar la calidad del desplazamiento del portaagujas por todo el rango de movilidad y minimizar las imperfecciones de la base que obstaculizan el paso de los carriles. Al final se ensamblaron las piezas que conforman el armazón para tener como resultado la estructura que se muestra en la Figura 45.

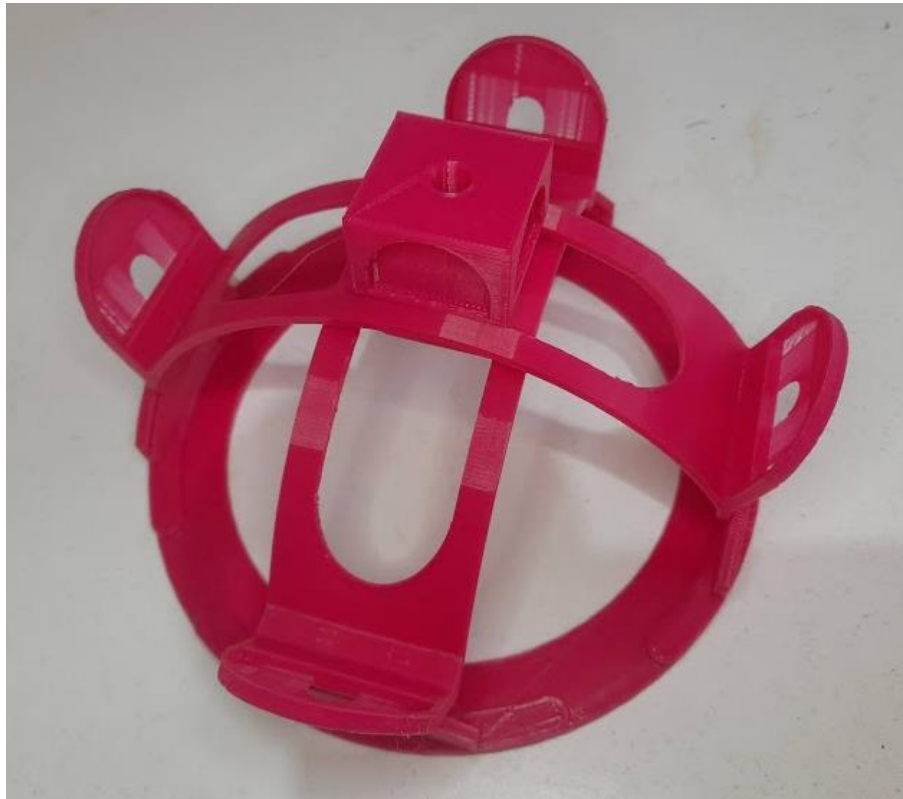


Figura 45 Estructura armazón ensamblada.

3.8. Sensor y control

La plataforma cuenta con sensores para detectar el nivel de insuflación de los actuadores. Cada actuador tiene su propio sensor para obtener una retroalimentación y control independiente.

Se utilizaron sensores de efecto Hall 49E (mostrados en la Figura 46), los cuales funcionan midiendo y reportando la densidad de flujo magnético que los atraviesa perpendicularmente. El sensor realiza esta medición detectando los cambios que se producen en una pequeña corriente que circula en su interior, estos cambios se producen debido al efecto Hall cuando una densidad de flujo magnético atraviesa el sensor, produciendo una separación de los portadores de carga, generando pequeña una tensión interna en el mismo conductor [114].

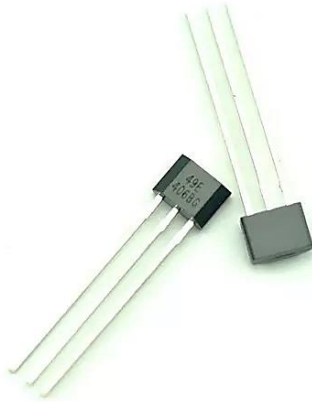


Figura 46 Sensores de efecto Hall 49E

Debido a que los sensores pueden detectar el flujo magnético que los atraviesa, éstos pueden identificar y reportar también la cercanía o lejanía de un imán. Para esta plataforma se diseñó una pequeña estructura para contener el sensor 49E, en la cual un imán se acerca al sensor a medida que el actuador se va insuflando, es decir que cuando el actuador se encuentra en reposo el imán está más distanciado del sensor y a medida que el actuador se va alimentando neumáticamente el imán se acerca más al sensor, como se muestra en la Figura 47.

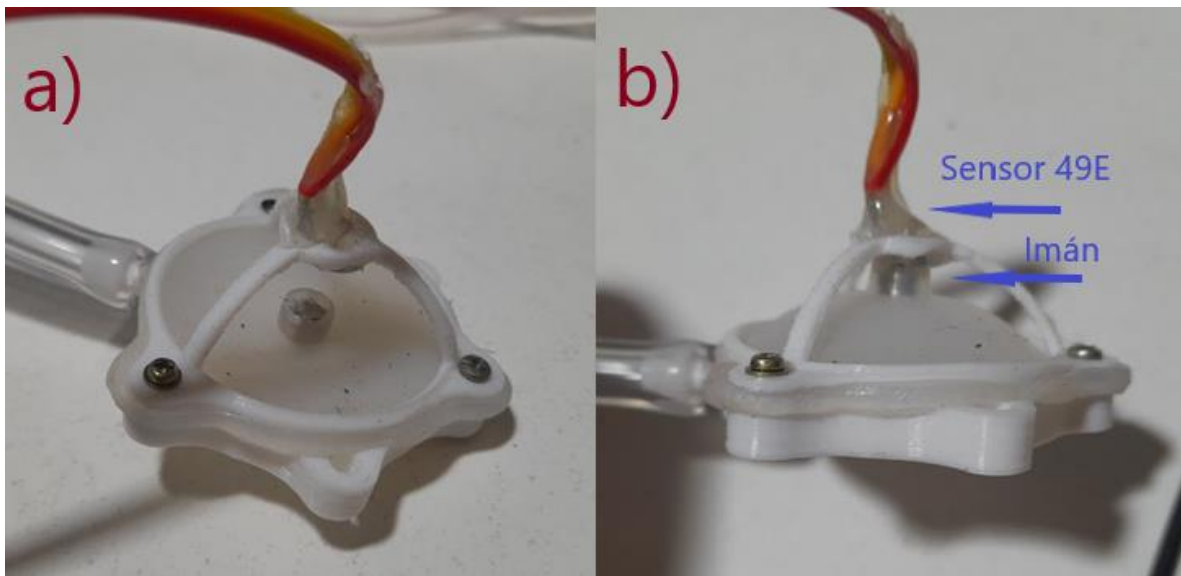


Figura 47 Sensor de inflado a) Actuador en estado de reposo y b) Actuador siendo alimentado

El sensor se controla y también reporta la información obtenida por medio del microcontrolador y plataforma de desarrollo Arduino donde se desarrolló un programa (reportado en el ANEXO B). Los valores reportados dependiendo de la cercanía-lejanía del imán oscilan en un rango de 500 a 0, donde 500 el imán está más lejos del sensor y se va reduciendo a medida que el imán se acerca pudiendo

llegar incluso a 0; estos valores se pueden observar en el monitor serial de Arduino, como se muestra remarcado en el recuadro morado de la Figura 48.

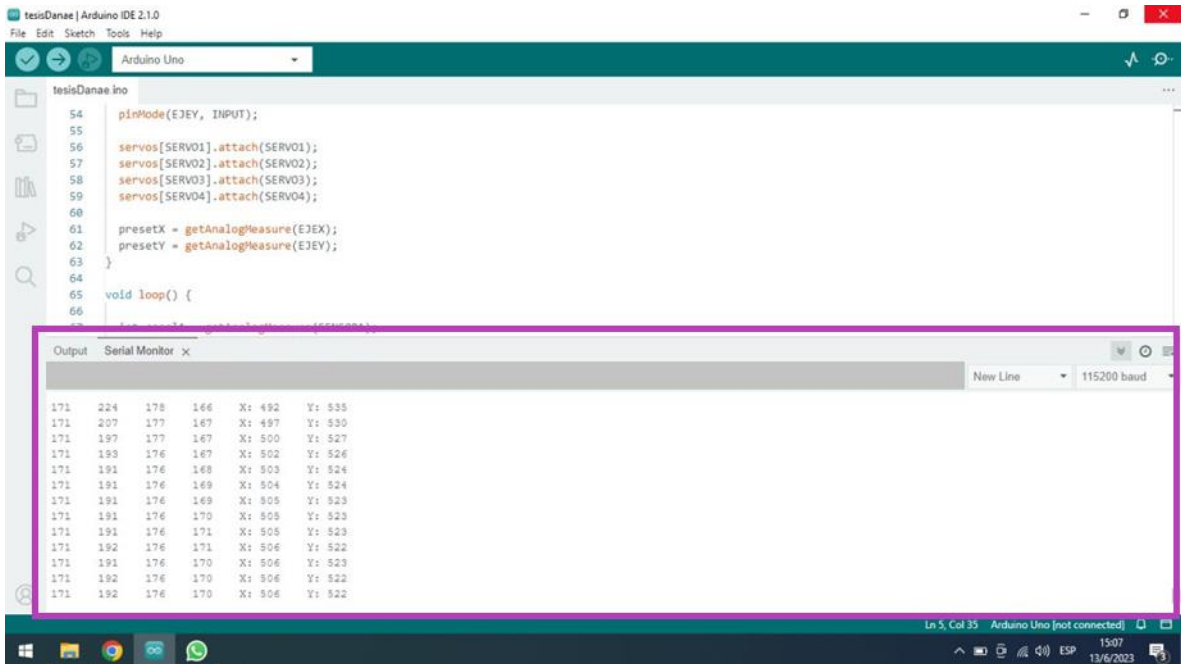


Figura 48 Entorno de desarrollo Arduino y monitor serial.

3.9. Vinculación y coordinación de las etapas

Al finalizar las etapas y teniendo los elementos en adecuado funcionamiento, se procedió a ir vinculando cada uno de ellos entre sí, tal como se esquematizó en la Figura 49.

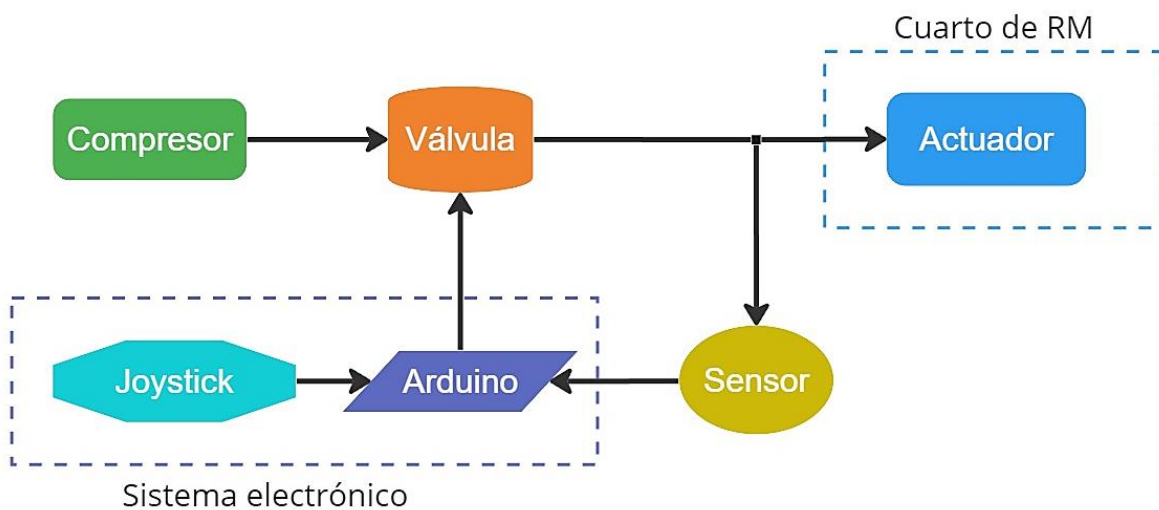


Figura 49 Esquema del modelo físico experimental final

Como se observa en el esquema de la Figura 49, el sistema electrónico se encarga de controlar el dispositivo a través de un joystick analógico que simula el movimiento que tendrá el portaagujas en la estructura armazón. El joystick se conecta a su vez con el Arduino, el cual procesa la información percibida y envía los datos necesarios a los servomotores de las válvulas, éstas últimas direccionarán el aire percibido del compresor y dependiendo la información del Arduino cada una de ellas canalizará el fluido hacia su respectivo actuador o lo dejará escapar. El sensor detectará si hay una insuflación o no de su respectivo actuador y los datos percibidos serán enviados hacia el Arduino con la finalidad de tener una retroalimentación del estado de cada uno de los actuadores.

Cabe señalar que los únicos elementos que se encontrarán dentro del cuarto de estudio de resonancia magnética son los actuadores en la estructura armazón y los demás elementos como el sistema electrónico, compresor, válvulas y sensores se encontrarán en la habitación de control del resonador.

Para el tránsito del aire comprimido se usaron mangueras cristal de PVC, las cuales ya han sido mencionadas en la sección 3.2 *Determinación de los materiales de construcción*, por otro lado, los elementos electrónicos (joystick, Arduino, servomotores y sensores) se comunican mediante cable aislado de cobre.

La plataforma final con cada uno de los elementos se visualiza en la Figura 50.

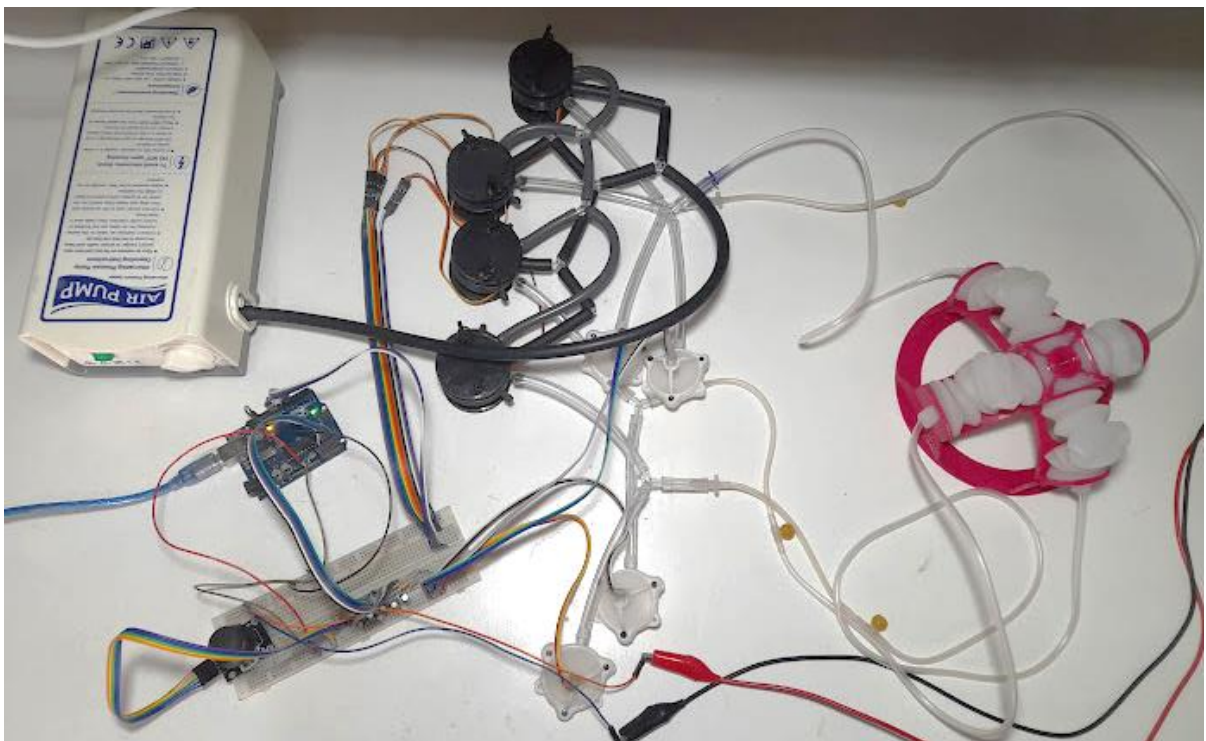


Figura 50 Plataforma física experimental.

3.10. Evaluación del modelo físico experimental

Se realizaron algunas pruebas de funcionamiento de la plataforma que consistieron en evaluar el tiempo en que la plataforma tarda en movilizar el portaagujas desde un punto X hasta otro punto Y, probando cada uno de los actuadores individualmente, así como en conjunto. La Figura 51 muestra las posiciones correspondientes a los puntos de referencia de la Tabla XII.

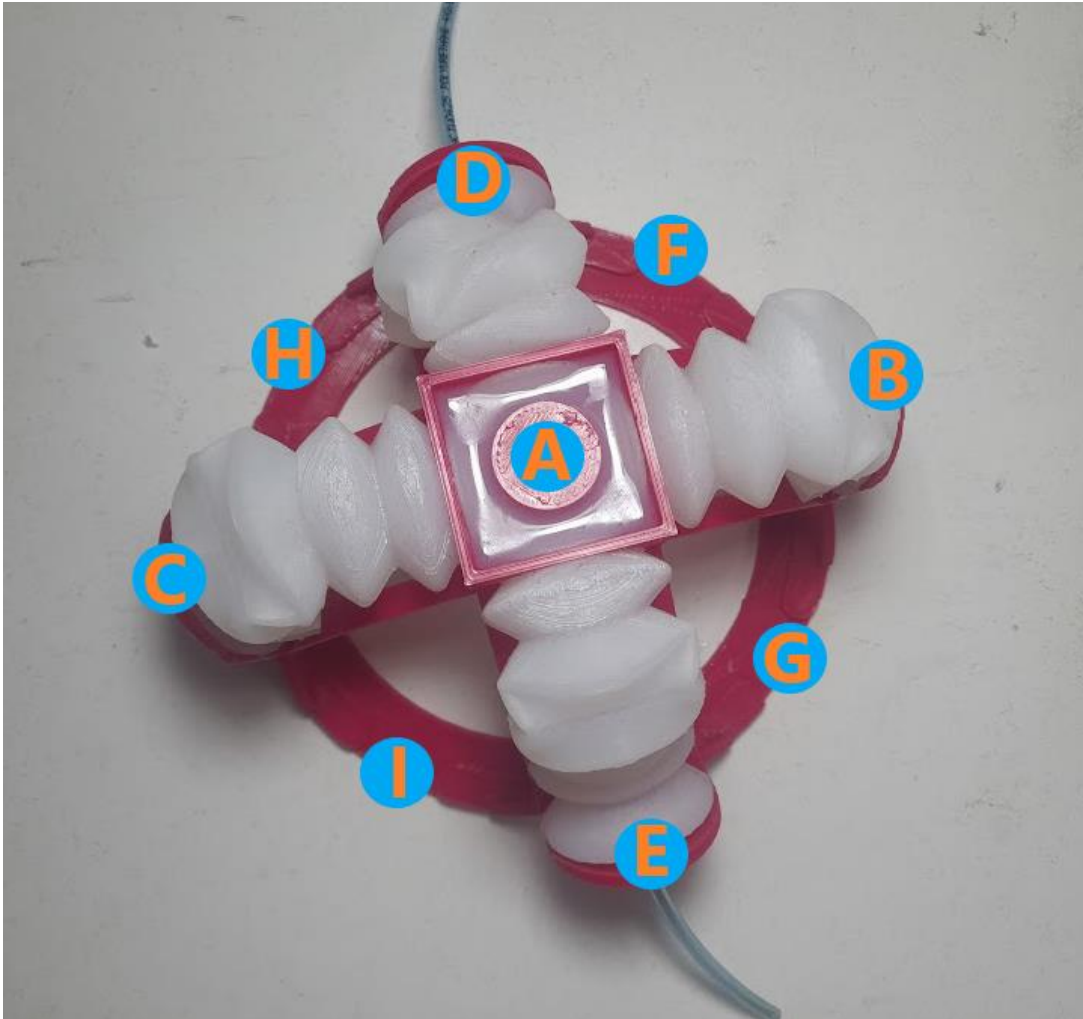


Figura 51 Puntos guía de la plataforma

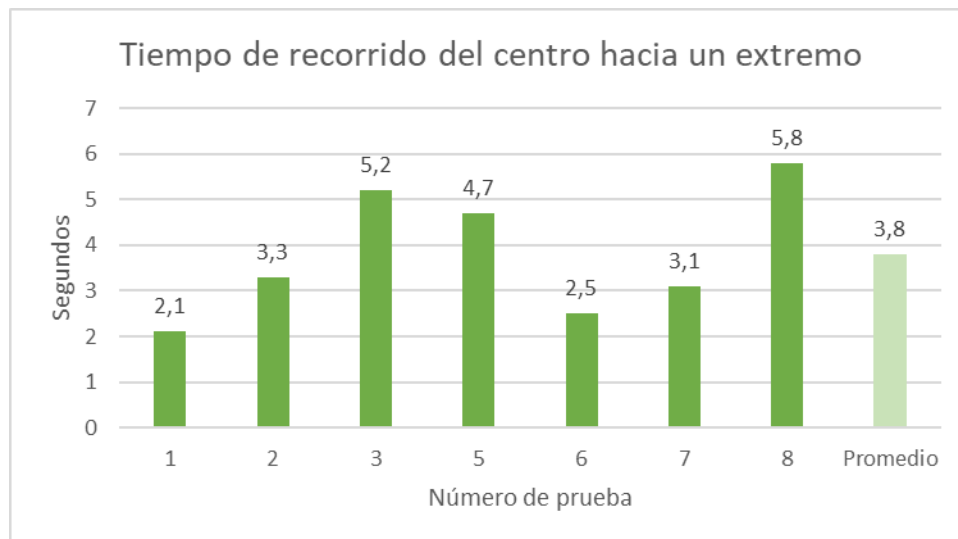
Las siglas “NC” se refieren a una prueba No Concluyente, es decir que la plataforma presentó algún desperfecto que impidió el desplazamiento adecuado de los actuadores y el portaagujas, estos resultados no se consideraron para los cálculos del promedio.

Tabla XII Resultados de las pruebas de movimiento

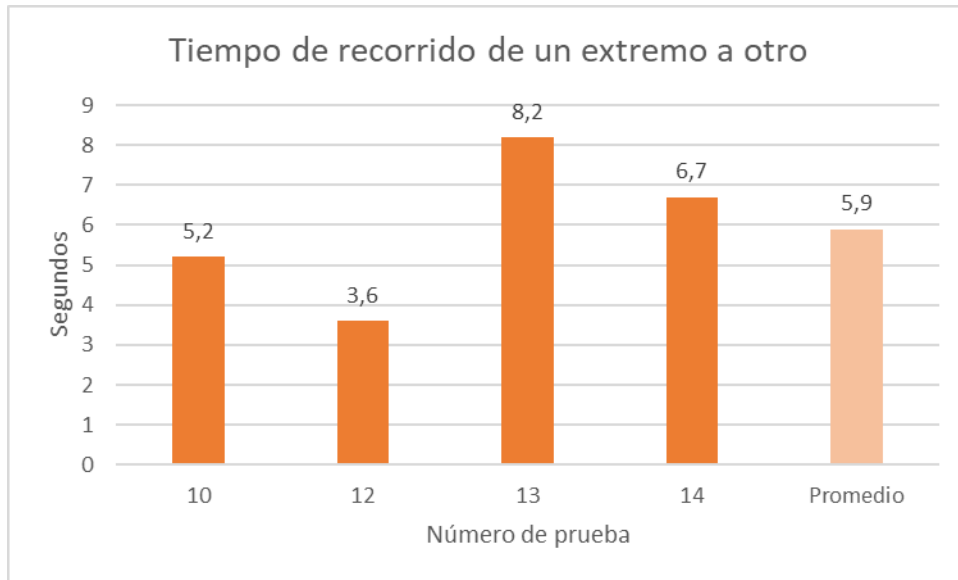
Prueba No.	Posición inicial	Posición final	Tiempo de recorrido (segundos)
1	A	B	2.1
2	A	C	3.3
3	A	D	5.2
4	A	E	NC
5	A	F	4.7
6	A	G	2.5
7	A	H	3.1
8	A	I	5.8
9	B	C	NC
10	C	B	5.2
11	D	E	NC
12	E	D	3.6
13	F	I	8.2
14	H	G	6.7
15	D	G	NC
16	I	B	5.3
17	H	F	2.2
18	I	A	4.4
19	C	F	8.7
20	I	E	NC

Los resultados se dividen en tres categorías principales que se detallan a continuación:

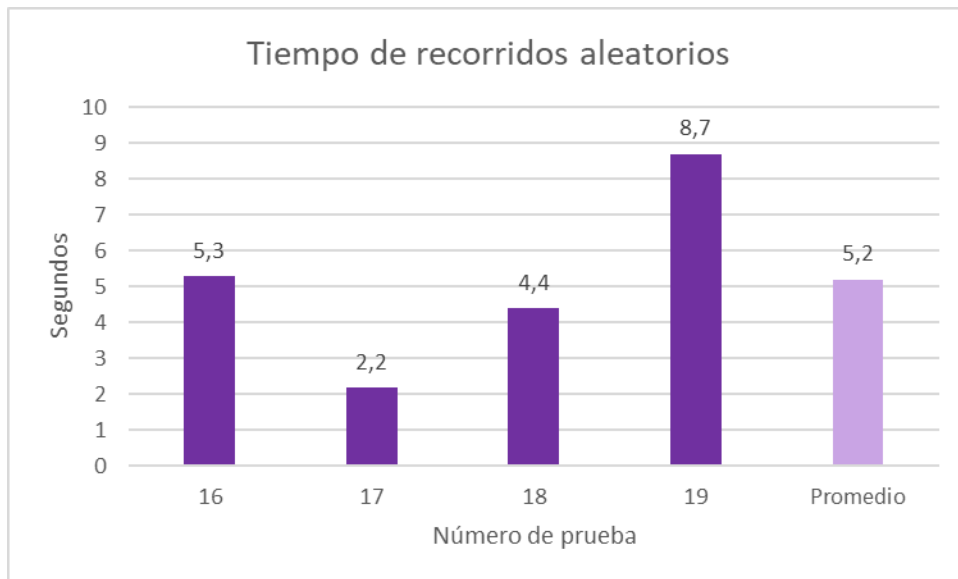
- Promedio de tiempo de recorrido del centro hacia un extremo (resaltados en verde en la Tabla XII) = 3.8 segundos.



- Promedio de tiempo de recorrido desde un extremo a otro extremo (resaltados en naranja en la Tabla XII): 5.9 segundos.



- Promedio de tiempo en recorridos aleatorios (resaltados en morado en la Tabla XII): 5.2 segundos.



- Porcentaje de pruebas concluidas satisfactoriamente: 75%

Un vídeo del funcionamiento de la plataforma se puede observar en la liga:

<https://youtu.be/10vdovX-qaA>

La información obtenida de esta evaluación nos proporciona una retroalimentación de los objetivos alcanzados en cuanto a la movilidad general de la plataforma física experimental y sobre los aspectos con potencial de mejora.

CAPÍTULO 4: RESULTADOS Y CONCLUSIONES

4.1. Resultados

Habiendo culminado la plataforma física experimental del robot suave para biopsias en la región toracoabdominal compatible con resonancia magnética se sometió a evaluaciones experimentales mencionadas en la sección 3.10 *Evaluación del modelo físico experimental*.

Las evaluaciones experimentales midieron y reportaron principalmente el tiempo de respuesta en cada movimiento del dispositivo, es decir que tanto demora la plataforma en movilizar el portaagujas a la posición deseada establecida manualmente por medio del joystick del sistema electrónico. Si bien no es el objetivo del presente trabajo reportar exactitud en cuanto a la precisión del movimiento, se buscó tener un referente en cuanto al tiempo de simulación y que se lograra una estimación del cumplimiento de la tarea por parte del robot.

Las evaluaciones realizadas recopilan el tiempo en segundos que le llevó al robot realizar las siguientes tareas:

- Recorrido del centro de la plataforma hacia los extremos del eje X
- Recorrido del centro de la plataforma hacia los extremos del eje Y
- Recorrido del centro de la plataforma hacia cualquier extremo
- Recorrido de extremo a extremo del eje X
- Recorrido de extremo a extremo del eje Y
- Otros recorridos aleatorios

Para lo que se obtuvieron los siguientes resultados mostrados en Tabla XIII.

Tabla XIII Resultados del recorrido del portaagujas.

Recorrido	Número de pruebas	Tiempo promedio de la tarea (segundos)
Centro de la plataforma hacia cualquier extremo	8	3.8
Extremo a extremo	6	5.9
Aleatorios	6	5.2
Total	20	4.9

Se ejecutaron un total de veinte pruebas de funcionamiento, sin embargo, no todas las pruebas fueron concluyentes. Cinco de las veinte pruebas realizadas y reportadas no tuvieron resultados concluyentes ya que el armazón llegó a presentar defectos estructurales que obstaculizaron el desplazamiento de los carriles donde se apoyan y movilizan los actuadores que trasladan el portaagujas. El porcentaje de pruebas concluidas satisfactoriamente fue de 75%.

Con respecto a las dimensiones del robot y considerando la forma semiesférica resultó de 155 milímetros de diámetro en la base circular por 100 milímetros de alto y su peso de 350 gramos aproximadamente.

La plataforma en funcionamiento requiere alimentación de 5 Volts y puede llegar a consumir hasta 1.1 Ampers, aunque el consumo es por lo general entre 0.4 y 0.6 Ampers.

Al desarrollar este trabajo se experimentaron una serie de desafíos que fueron corregidos a lo largo del desarrollo para resultar en la plataforma final presentada, los desafíos más importantes se detallan a continuación.

4.1.1. Impresiones 3D

Uno de los desafíos iniciales fue el manejo y producción de los moldes impresos en 3D, ya que no se tenía un conocimiento previo de este equipo. Algunos de los moldes iniciales presentaron una característica popularmente conocida como “warping”, se presenta sobre todo cuando al imprimir piezas que ocupan mucha superficie, la pieza se levanta principalmente en las esquinas y parece tener un redondeo, tal como se observa en la Figura 52.



Figura 52 Molde impreso que presenta warping.

Este problema se solucionó cambiando la cama de impresión que viene por defecto con la impresora y reemplazándola con un vidrio templado cortado a medida, así como asegurando que la nivelación de la cama sea adecuada. Unos segundos antes de cada impresión se roció una capa de spray para cabello para mejorar la adhesión del PLA a la cama de vidrio.

4.1.2. Actuadores de silicona

El reto más desafiante experimentado en todo el desarrollo de la tesis fue idear y materializar un actuador que cumpliera con la función deseada y al mismo tiempo fuera factible de construir con los moldes impresos en 3D y con la silicona de curado. Se realizó mucha exploración apoyada de revisión de diferentes proyectos similares para encontrar el equilibrio entre el funcionamiento y la elaboración de los actuadores. En repetidas ocasiones se idearon actuadores que eran fáciles de elaborar con moldes sencillos, pero sin llegar a ser lo esperado en cuanto a su movilidad y su incorporación en estructura armazón, por otro lado, también se

idearon actuadores con morfologías más complejas que resultaban sumamente difíciles de elaborar, ya sea por la cantidad de procesos de mezclado – vaciado – curado que se tenían que repetir con la silicona o porque simplemente no eran posibles de extraer del molde después de haberse secado. Finalmente se consiguió un modelo de actuador que compartía la comodidad de elaboración con una morfología que favoreciera el objetivo de la plataforma y aún podrían considerarse mejoras implementando otro tipo de material por uno menos elástico o modificando el diseño.

4.1.3. Estructura armazón

Si bien la impresión 3D es una herramienta de mucha utilidad, no es un método perfecto de producción de piezas para este proyecto. En la estructura armazón las imperfecciones propias de la impresión 3D como rebabas o la textura de las superficies afectan considerablemente el funcionamiento, sobre todo para el desplazamiento de los carriles donde los actuadores movilizan el portaagujas, por lo que se realizó un pulido adicional con dremel en los carriles para obtener una superficie más prolija y generar un deslizamiento más uniforme.

Cabe mencionar que un método de elaboración distinto de la estructura armazón también puede ser una solución favorable para este problema, como puede ser el moldeo por inyección de plástico.

4.1.4. Componentes electrónicos (servomotores y sensores)

Un desafío fue la calibración de los servomotores para girar con precisión los canales neumáticos de las válvulas, ya que, al no ser totalmente precisos y diferentes entre sí no producían los mismos resultados en todos los actuadores tras programarse de la misma manera, por lo que se tuvo que particularizar cada uno en dependiendo de su funcionamiento en el programa desarrollado en Arduino. Un caso similar ocurrió con los sensores de efecto Hall ya que, al ser elaborados de forma manual y artesanal, ninguno se dispuso exactamente de la misma forma que el resto, por lo que se calibró cada uno por separado en el programa dependiendo del rango de proximidad detectado en cada uno.

4.1.5. Generalidades de funcionamiento

La plataforma física experimental, si bien cumple con el objetivo establecido, tiene un tiempo de reacción inconstante, esto debido a los defectos tanto del funcionamiento electrónico como de la estructura física, lo que no permite que para cada una de las pruebas tenga un movimiento homogéneo.

Los actuadores por su parte se remiten a una presión de alimentación inconstante causada por la disparidad en el funcionamiento de las válvulas y los sensores, Al mejorar estos dos aspectos también se podría esperar un movimiento más homogéneo en los actuadores para direccionar el portaagujas.

4.2. Conclusiones

El presente trabajo tuvo el objetivo de diseñar y elaborar un dispositivo robótico con actuadores suaves cuya función fuera extraer muestras de tejido de la región toracoabdominal y con la particularidad de también poder ser empleado dentro de la sala del equipo de resonancia magnética. Adicionalmente en este proyecto se diseñaron y elaboraron diferentes componentes útiles para automatizar su funcionamiento como las válvulas, los sensores y un sistema electrónico que moviliza el portaagujas a través de un joystick.

Del procedimiento estándar para la obtención de biopsias de punción con aguja en la región toracoabdominal guiadas por resonancia magnética que fue recabado de la literatura se propuso un modelo general para el dispositivo, buscando su adaptación al equipo, al paciente y cumpliendo su funcionalidad, el cual se fue modificando y adecuando, dependiendo las particularidades y los resultados de las etapas posteriores hasta llegar a la plataforma semiesférica de dos grados de libertad presentada con dimensiones que permiten su utilización en un entorno real.

El conocimiento sobre el procedimiento de biopsias y sus limitaciones, así como del funcionamiento de la resonancia magnética fue de utilidad para elegir las siliconas de curado para la elaboración de los actuadores y el plástico PLA para las impresiones 3D que conformaron la estructura armazón, así como la alimentación mediante flujo de aire a presión.

Si bien, se tuvieron desafíos para encontrar un modelo de actuador útil, se obtuvo una morfología de medio fuelle que propicia el movimiento deseado de la plataforma, y se recomienda ampliamente el uso de la silicona EcoFlex 00-30 o Starsil Flex para la elaboración de robots y actuadores suaves alimentados por flujo neumático o hidráulico. También se propone para este proyecto explorar otras morfologías para el actuador que mejoren el empuje del portaagujas.

El proyecto inicialmente abarcaba hasta la construcción de los actuadores y su implementación en una plataforma física experimental, sin embargo, se desarrolló también un sistema electrónico programable que permitió observar un funcionamiento más profesional de la plataforma e identificar las potenciales mejoras de los actuadores suaves.

El dispositivo si bien aún no se encuentra en una etapa de implementación en un ambiente hospitalario real, puede seguir mejorando para ofrecer una alternativa más precisa en la obtención de muestras de tejido.

En el periodo de realización de esta tesis también se desarrolló un artículo de divulgación basado en las tecnologías robóticas para biopsias existentes, incluyendo este dispositivo. El artículo “Robots médicos de punción percutánea guiados con resonancia magnética” se publicó en la revista *Komputer Sapiens*,

dedicada a la divulgación científica en idioma español de temas relacionados con la Inteligencia Artificial [115].

Con el desarrollo de la tecnología, se ha desplegado una variedad de nuevas aplicaciones de la robótica en la medicina que permiten al médico desarrollar sus actividades con mayor soltura y seguridad, y al paciente acceder a estudios diagnósticos y tratamientos más eficientes que comprometen cada vez menos su estado de salud.

El desarrollo de tecnologías biomédicas ha logrado proporcionar soluciones de gran apoyo y utilidad para el sector de la salud. Este proyecto pretende ampliar las opciones de diagnóstico para el cáncer y contribuir en el campo de la cirugía robótica. Además, posee la innovadora virtud de poder convivir sin riesgos con otras tecnologías de imagen como la resonancia magnética que posee características y ventajas únicas dentro de la variedad de estudios de imágenes médicas.

Si bien, sigue latente el desafío del desarrollo de materiales y tecnología para la robótica suave, sobre todo en las que hay una interacción directa con el humano como es la cirugía y la medicina en general, los robots suaves tienen cada vez más presencia en las diversas áreas de la ingeniería, lo que propiciará una gama más amplia de alternativas para seguir generando soluciones biomédicas

REFERENCIAS

1. Herrera Gómez Á, Granados García M. Manual de Oncología del Instituto Nacional de Cancerología (INCan). Procedimientos quirúrgicos. 5a ed. México: McGraw-Hill; 2013. 69,75.
2. Aburto López IA, Freyre Galicia J. Principales problemas de Salud Pública en México. Ciudad de México: Universidad Nacional Autónoma de México (UNAM); 2018. 247 p.
3. American College of Radiology, Society of Interventional Radiology (SIR). Biopsias - información general [Internet]. RadiologyInfo.org. 2019 [citado 23 de marzo de 2021]. Disponible en: <https://www.radiologyinfo.org/sp/info.cfm?pg=biopgen>
4. Biopsia. En: Diccionario de cáncer, National Institutes of Health (NIH) [Internet]. EE.UU.; [citado 23 de marzo de 2021]. Disponible en: <https://www.cancer.gov/espanol/publicaciones/diccionarios/diccionario-cancer/def/biopsia>
5. Park HL, Kim LS. The Current Role of Vacuum Assisted Breast Biopsy System in Breast Disease. J Breast Cancer. 2011;14(1):1.
6. Lecuona Rodriguez MA, Guerrero Álvarez A, Leyva Reséndiz LJ. Medicina general: diagnóstico en oncología. 1.^a ed. Elsevier; 2015. 23-35 p.
7. Mayo Clinic Staff. Biopsia: Algunos tipos de biopsia que se utilizan para diagnosticar el cáncer. [Internet]. EE.UU.: Mayo Foundation for Medical Education and Research (MFMER); 2020 ene [citado 20 de abril de 2021]. Disponible en: <https://www.mayoclinic.org/diseases-conditions/cancer/in-depth/biopsy/ART-20043922?p=1>
8. Kocak M. Ecografía - Temas especiales. En: Manual Merck versión para profesionales [Internet]. 2019 [citado 22 de abril de 2021]. Disponible en: <https://www.msmanuals.com/es/professional/temas-especiales/principios-de-estudios-por-la-imagen-radiol%C3%B3gicas/ecograf%C3%ADa?query=ecograf%C3%ADa>
9. Kocak M. Risks of Medical Radiation. En: Manual Merck versión para profesionales [Internet]. 2021 [citado 22 de abril de 2021]. Disponible en: <https://www.msmanuals.com/professional/special-subjects/principles-of-radiologic-imaging/risks-of-medical-radiation?query=Risks%20of%20Radiation%20in%20Medical%20Imaging>
10. Monfaredi R, Cleary K, Sharma K. MRI Robots for Needle-Based Interventions: Systems and Technology. Annals of Biomedical Engineering. junio de 2018;(2018):1479-97.

11. Kocak M. Resonancia magnética - Temas especiales. En: Manual Merck MSD versión para profesionales [Internet]. 2019 [citado 22 de abril de 2021]. Disponible en: <https://www.msdmanuals.com/es-mx/professional/temas-especiales/principios-de-estudios-por-la-imagen-radiol%C3%B3gicas/resonancia-magn%C3%A9tica?query=resonancia%20magn%C3%A9tica>
12. Smith WL, Farrell TA. Introducción al diagnóstico por imagen. 4.^a ed. Wolters Kluwer Health; 2014. 3-21 p.
13. National Institute of Biomedical Imaging and Bioengineering. Imagen por Resonancia Magnética (IRM). En: National Institutes of Health (NIH) [Internet]. [citado 22 de abril de 2021]. Disponible en: <https://www.nibib.nih.gov/espanol/temas-cientificos/imagen-por-resonancia-magn%C3%A9tica-irm>
14. Papalouka V, Kilburn-Toppin F, Gaskarth M, Gilbert F. MRI-guided breast biopsy: a review of technique, indications, and radiological–pathological correlations. *Clinical Radiology*. octubre de 2018;73(10):908.e17-908.e25.
15. Aziza N. American Society of Clinical Oncology (ASCO). Biopsy: 5 Things Every Patient Should Know [Internet]. *Cancer.Net*. 2016 [citado 22 de abril de 2021]. Disponible en: <https://www.cancer.net/blog/2016-05/biopsy-5-things-every-patient-should-know>
16. Cancer overview. En: World Health Organization (WHO) [Internet]. 2021 [citado 24 de marzo de 2021]. Disponible en: https://www.who.int/health-topics/cancer#tab=tab_1
17. INFOCÁNCER MÉXICO. El cáncer en el mundo y México [Internet]. Gobierno de México. 2019 [citado 15 de abril de 2021]. Disponible en: <https://www.infocancer.org.mx/?c=conocer-el-cancer&a=estadisticas-mundiales-y-locales#sup3>
18. INEGI. ESTADÍSTICA DE DEFUNCIONES REGISTRADAS. COMUNICADO DE PRENSA NÚM 29/23. 24 de enero de 2023; NUM. 29/23:9.
19. Sociedad Mexicana de Oncología, A.C. Prevención y diagnóstico oportuno en cáncer. 1a ed. Ciudad de México: Permanyer; 2016. 3 p.
20. Blanks RG, Given-Wilson R, Alison R, Jenkins J, Wallis MG. An analysis of 11.3 million screening tests examining the association between needle biopsy rates and cancer detection rates in the English NHS Breast Cancer Screening Programme. *Clinical Radiology*. mayo de 2019;74(5):384-9.
21. Williams RT, Yao K, Stewart AK, Winchester DJ, Turk M, Gorchow A, et al. Needle Versus Excisional Biopsy for Noninvasive and Invasive Breast Cancer:

- Report from the National Cancer Data Base, 2003–2008. *Ann Surg Oncol*. diciembre de 2011;18(13):3802-10.
22. Secretaría de Salud. Guía de Práctica Clínica - Intervenciones preventivas para la seguridad en el paciente quirúrgico. [Internet]. 2013. Disponible en: <http://www.imss.gob.mx/sites/all/statics/guiasclinicas/676GER.pdf>
 23. Kumar V, Abbas AK, Aster JC, editores. Robbins and Cotran pathologic basis of disease. Ninth edition. Philadelphia, PA: Elsevier/Saunders; 2015. 1391 p.
 24. Valencia Mayoral PF, Rodríguez JA. Patología [Internet]. 1.ª ed. McGraw-Hill; 2014 [citado 22 de abril de 2021]. Disponible en: <https://accessmedicina.mhmedical.com/content.aspx?bookid=1493§ionid=102868643>
 25. Hall JE a. Guyton & Hall: tratado de fisiología médica. 12.ª ed. Barcelona: Elsevier; 2012. 40-41 p.
 26. Clasificación estadística internacional de enfermedades y problemas relacionados con la salud (OMS). Décima revisión. [10a rev.]. Washington, D.C: OPS, Oficina Sanitaria Panamericana, Oficina Regional de la Organización Mundial de la Salud; 2003. 170-175 p. (Publicación científica).
 27. OMS. Cáncer [Internet]. Organización Mundial de la Salud; 2021 mar. Disponible en: <https://www.who.int/es/news-room/fact-sheets/detail/cancer>
 28. How Cancer Is Diagnosed [Internet]. EE.UU.: National Cancer Institute (NIH); 2019 jul [citado 27 de abril de 2021]. Disponible en: <https://www.cancer.gov/about-cancer/diagnosis-staging/diagnosis>
 29. Niederhuber JE. Abeloff's clinical oncology. 6th edition. Philadelphia, PA: Elsevier; 2019. 225-236 p.
 30. Pathology Reports [Internet]. EE.UU.: National Cancer Institute (NIH); 2010 sep [citado 27 de abril de 2021]. Disponible en: <https://www.cancer.gov/about-cancer/diagnosis-staging/diagnosis/pathology-reports-fact-sheet>
 31. Biopsia [Internet]. Cancer.Net. 2019 [citado 29 de abril de 2021]. Disponible en: <https://www.cancer.net/es/desplazarse-por-atenci%C3%B3n-del-c%C3%A1ncer/diagn%C3%B3stico-de-c%C3%A1ncer/pruebas-y-procedimientos/biopsia>
 32. Biopsia quirúrgica (abierta). En: Detección temprana y diagnóstico del cáncer de seno [Internet]. EE.UU.: American Cancer Society; 2019 [citado 22 de abril de 2021]. p. 51-2. Disponible en: <https://www.cancer.org/content/dam/CRC/PDF/Public/9019.00.pdf>

33. Huntsman. Cancer Institute. Biopsia de Seno Guiada por Resonancia Magnética [Internet]. HEALTH. University of Utah.; [citado 29 de abril de 2021]. Disponible en: <https://hci-portal.hci.utah.edu/sites/factsheets/Shared%20Documents/mri-guided-breast-biopsy-spanish.pdf>
34. Pasaye Alcaraz EH. Exposición a campos magnéticos. Revista mexicana de anestesiología. abril de 2012;35(S1):137-8.
35. Boubaker O. Control theory in biomedical engineering: applications in physiology and medical robotics. Academic Press; 2020. 153-204 p.
36. Ginoya T, Maddahi Y, Zareinia K. A Historical Review of Medical Robotic Platforms. Fortuna L, editor. Journal of Robotics. 30 de enero de 2021;2021:1-13.
37. Berry S. M, Martinez B C. Medicina y Robótica. Revista Médica Clínica Las Condes. 2005;16(3):157-67.
38. Lee C, Kim M, Kim YJ, Hong N, Ryu S, Kim HJ, et al. Soft robot review. Int J Control Autom Syst. febrero de 2017;15(1):3-15.
39. Cianchetti M, Laschi C, Menciassi A, Dario P. Biomedical applications of soft robotics. Nat Rev Mater. junio de 2018;3(6):143-53.
40. Galeano D. Robótica Médica. 2012 [citado 15 de abril de 2021]; Disponible en: http://jeuazarru.com/wp-content/uploads/2014/10/robotica_medical.pdf
41. Rosen J, Hannaford B, editores. Surgical robotics: systems applications and visions. New York: Springer; 2011. 819 p.
42. Pereira Fraga JG. Actualidad de la cirugía robótica. Revista Cubana de Cirugía [Internet]. enero de 2017;56(1). Disponible en: http://scielo.sld.cu/scielo.php?pid=S0034-74932017000100006&script=sci_arttext&tlng=pt
43. Spong MW, Hutchinson S, Vidyasagar M. Robot modeling and control. Hoboken, NJ: John Wiley & Sons; 2006. 478 p.
44. Medina H J, Vélez N P. "Soft Robotic": Una nueva generación de robots. Revista científica Maskana. 17 de octubre de 2014;5:109-18.
45. Albu-Schaffer A, Eiberger O, Grebenstein M, Haddadin S, Ott C, Wimbock T, et al. Soft robotics. IEEE Robot Automat Mag. septiembre de 2008;15(3):20-30.
46. Cianchetti M, Menciassi A. Soft Robots in Surgery. En: Laschi C, Rossiter J, Iida F, Cianchetti M, Margheri L, editores. Soft Robotics: Trends, Applications and Challenges [Internet]. Cham: Springer International Publishing; 2017

- [citado 30 de abril de 2021]. p. 75-85. (Biosystems & Biorobotics; vol. 17). Disponible en: http://link.springer.com/10.1007/978-3-319-46460-2_10
47. Rus D, Tolley MT. Design, fabrication and control of soft robots. *Nature*. 28 de mayo de 2015;521(7553):467-75.
 48. Tse ZTH, Chen Y, Hovet S, Ren H, Cleary K, Xu S, et al. Soft Robotics in Medical Applications. *J Med Robot Res*. septiembre de 2018;03(03n04):1841006.
 49. Zhang Y, Lu M. A review of recent advancements in soft and flexible robots for medical applications. *Int J Med Robot* [Internet]. junio de 2020 [citado 1 de marzo de 2022];16(3). Disponible en: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/rcs.2096>
 50. Kim S, Hawkes E, Choy K, Joldaz M, Foley J, Wood R. Micro artificial muscle fiber using NiTi spring for soft robotics. En: 2009 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems [Internet]. St. Louis, MO, USA: IEEE; 2009 [citado 1 de marzo de 2022]. p. 2228-34. Disponible en: <http://ieeexplore.ieee.org/document/5354178/>
 51. El-Atab N, Mishra RB, Al-Modaf F, Joharji L, Alsharif AA, Alamoudi H, et al. Soft Actuators for Soft Robotic Applications: A Review. *Advanced Intelligent Systems*. octubre de 2020;2(10):2000128.
 52. Mosadegh B, Polygerinos P, Keplinger C, Wennstedt S, Shepherd RF, Gupta U, et al. Pneumatic Networks for Soft Robotics that Actuate Rapidly. *Adv Funct Mater*. abril de 2014;24(15):2163-70.
 53. Brown E, Rodenberg N, Amend J, Mozeika A, Steltz E, Zakin MR, et al. Universal robotic gripper based on the jamming of granular material. *Proc Natl Acad Sci USA*. 2 de noviembre de 2010;107(44):18809-14.
 54. McDonald K, Rendos A, Woodman S, Brown KA, Ranzani T. Magnetorheological Fluid-Based Flow Control for Soft Robots. *Advanced Intelligent Systems*. noviembre de 2020;2(11):2000139.
 55. Xu T, Zhang J, Salehizadeh M, Onaizah O, Diller E. Millimeter-scale flexible robots with programmable three-dimensional magnetization and motions. *Sci Robot*. 10 de abril de 2019;4(29):eaav4494.
 56. van den Bosch MR, Moman MR, van Vulpen M, Battermann JJ, Duiveman E, van Schelven LJ, et al. MRI-guided robotic system for transperineal prostate interventions: proof of principle. *Phys Med Biol*. 7 de marzo de 2010;55(5):N133-40.

57. Xu H, Lasso A, Vikal S, Guion P, Krieger A, Kaushal A, et al. MRI-guided robotic prostate biopsy: a clinical accuracy validation. *Med Image Comput Comput Assist Interv.* 2010;13(Pt 3):383-91.
58. Schouten MG, Bomers JGR, Yakar D, Huisman H, Rothgang E, Bosboom D, et al. Evaluation of a robotic technique for transrectal MRI-guided prostate biopsies. *Eur Radiol.* febrero de 2012;22(2):476-83.
59. Song SE, Hata N, Iordachita I, Fichtinger G, Tempany C, Tokuda J. A workspace-orientated needle-guiding robot for 3T MRI-guided transperineal prostate intervention: evaluation of in-bore workspace and MRI compatibility. *Int J Med Robotics Comput Assist Surg.* marzo de 2013;9(1):67-74.
60. Li G, Su H, Shang W, Tokuda J, Hata N, Tempany CM, et al. A fully actuated robotic assistant for MRI-guided prostate biopsy and brachytherapy. En: Holmes DR, Yaniv ZR, editores. Lake Buena Vista (Orlando Area), Florida, USA; 2013 [citado 4 de junio de 2021]. p. 867117. Disponible en: <http://proceedings.spiedigitallibrary.org/proceeding.aspx?doi=10.1117/12.2007669>
61. Krieger A, Song SE, Cho NB, Iordachita II, Guion P, Fichtinger G, et al. Development and Evaluation of an Actuated MRI-Compatible Robotic System for MRI-Guided Prostate Intervention. *IEEE/ASME Trans Mechatron.* febrero de 2013;18(1):273-84.
62. Tavallaei MA, Thakur Y, Haider S, Drangova M. A Magnetic-Resonance-Imaging-Compatible Remote Catheter Navigation System. *IEEE Trans Biomed Eng.* abril de 2013;60(4):899-905.
63. Comber DB, Barth EJ, Webster RJ. Design and Control of an Magnetic Resonance Compatible Precision Pneumatic Active Cannula Robot. *Journal of Medical Devices.* 1 de marzo de 2014;8(1):011003.
64. Srimathveeravalli G, Kim C, Petrisor D, Ezell P, Coleman J, Hricak H, et al. MRI-safe robot for targeted transrectal prostate biopsy: animal experiments: Transrectal prostate biopsy using a MRI-safe robot. *BJU Int.* junio de 2014;113(6):977-85.
65. Yang B, Roys S, Tan UX, Philip M, Richard H, Gullapalli RP, et al. Design, development, and evaluation of a master–slave surgical system for breast biopsy under continuous MRI. *The International Journal of Robotics Research.* abril de 2014;33(4):616-30.
66. Su H, Shang W, Cole G, Li G, Harrington K, Camilo A, et al. Piezoelectrically Actuated Robotic System for MRI-Guided Prostate Percutaneous Therapy. *IEEE/ASME Trans Mechatron.* agosto de 2015;20(4):1920-32.

67. Yiallouras C, Ioannides K, Dadakova T, Pavlina M, Bock M, Damianou C. Three-axis MR-conditional robot for high-intensity focused ultrasound for treating prostate diseases transrectally. *J Ther Ultrasound*. 2015;3(1):2.
68. Ho M, McMillan AB, Simard JM, Gullapalli R, Desai JP. Toward a Meso-Scale SMA-Actuated MRI-Compatible Neurosurgical Robot. *IEEE Trans Robot*. febrero de 2012;28(1):213-22.
69. Chan KG, Fielding T, Anvari M. An image-guided automated robot for MRI breast biopsy: IGAR for Breast Biopsy. *Int J Med Robotics Comput Assist Surg*. septiembre de 2016;12(3):461-77.
70. Franco E, Ristic M, Rea M, Gedroyc WMW. Robot-assistant for MRI-guided liver ablation: A pilot study. *Med Phys*. octubre de 2016;43(10):5347.
71. Ball MW, Ross AE, Ghabili K, Kim C, Jun C, Petrisor D, et al. Safety and Feasibility of Direct Magnetic Resonance Imaging-guided Transperineal Prostate Biopsy Using a Novel Magnetic Resonance Imaging-safe Robotic Device. *Urology*. noviembre de 2017;109:216-21.
72. Moreira P, van de Steeg G, Krabben T, Zandman J, Hekman EEG, van der Heijden F, et al. The MIRIAM Robot: A Novel Robotic System for MR-Guided Needle Insertion in the Prostate. *J Med Robot Res*. diciembre de 2017;02(04):1750006.
73. Kim Y, Cheng SS, Diakite M, Gullapalli RP, Simard JM, Desai JP. Toward the Development of a Flexible Mesoscale MRI-Compatible Neurosurgical Continuum Robot. *IEEE Trans Robot*. diciembre de 2017;33(6):1386-97.
74. Nycz CJ, Gondokaryono R, Carvalho P, Patel N, Wartenberg M, Pilitsis JG, et al. Mechanical validation of an MRI compatible stereotactic neurosurgery robot in preparation for pre-clinical trials. En: 2017 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS) [Internet]. Vancouver, BC: IEEE; 2017 [citado 8 de junio de 2021]. p. 1677-84. Disponible en: <http://ieeexplore.ieee.org/document/8205979/>
75. Team EW. Leksell Stereotactic System® | Stereotactic Frame | Elekta [Internet]. Elekta AB. [citado 8 de junio de 2021]. Disponible en: <https://www.elekta.com/neurosurgery/leksell-stereotactic-system/>
76. Park SB, Kim JG, Lim KW, Yoon CH, Kim DJ, Kang HS, et al. A magnetic resonance image-guided breast needle intervention robot system: overview and design considerations. *Int J CARS*. agosto de 2017;12(8):1319-31.
77. Navarro-Alarcon D, Singh S, Zhang T, Chung HL, Ng KW, Chow MK, et al. Developing a Compact Robotic Needle Driver for MRI-Guided Breast Biopsy in Tight Environments. *IEEE Robot Autom Lett*. julio de 2017;2(3):1648-55.

78. Stoianovici D, Jun C, Lim S, Li P, Petrisor D, Fricke S, et al. Multi-Imager Compatible, MR Safe, Remote Center of Motion Needle-Guide Robot. *IEEE Trans Biomed Eng.* enero de 2018;65(1):165-77.
79. Groenhuis V, Siepel FJ, Veltman J, van Zandwijk JK, Stramigioli S. Stormram 4: An MR Safe Robotic System for Breast Biopsy. *Ann Biomed Eng.* octubre de 2018;46(10):1686-96.
80. Alvara AN, Looi T, Saab R, Shorter A, Goldenberg A, Drake J. Development and validation of MRI compatible pediatric surgical robot with modular tooling for bone biopsy. En: 2018 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS) [Internet]. Madrid: IEEE; 2018 [citado 12 de agosto de 2021]. p. 4935-41. Disponible en: <https://ieeexplore.ieee.org/document/8593523/>
81. Zhang T, Wen Y, Liu YH. Developing a Parallel Robot for MRI-Guided Breast Intervention. *IEEE Trans Med Robot Bionics.* febrero de 2020;2(1):17-27.
82. Patel NA, Li G, Shang W, Wartenberg M, Heffter T, Burdette EC, et al. System Integration and Preliminary Clinical Evaluation of a Robotic System for MRI-Guided Transperineal Prostate Biopsy. *J Med Robot Res.* junio de 2019;04(02):1950001.
83. Minchev G, Kronreif G, Ptacek W, Dorfer C, Micko A, Maschke S, et al. A novel robot-guided minimally invasive technique for brain tumor biopsies. *Journal of Neurosurgery.* enero de 2020;132(1):150-8.
84. Liu W, Yang Z, Jiang S, Feng D, Zhang D. Design and implementation of a new cable-driven robot for MRI-guided breast biopsy. *Int J Med Robot* [Internet]. abril de 2020 [citado 12 de agosto de 2021];16(2). Disponible en: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/rcs.2063>
85. Lu M, Zhang Y, Du H. Design and control of a novel magnetic resonance imaging-compatible breast intervention robot. *International Journal of Advanced Robotic Systems.* 1 de mayo de 2020;17(3):172988142092785.
86. Zhang W, Zhang Y, Liu Y. Design and control of a bionic needle puncture robot. *Int J Med Robot* [Internet]. abril de 2021 [citado 12 de agosto de 2021];17(2). Disponible en: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/rcs.2200>
87. Wang W, Pan B, Fu Y, Liu Y. Development of a transperineal prostate biopsy robot guided by MRI-TRUS image. *Int J Med Robot* [Internet]. agosto de 2021 [citado 12 de agosto de 2021];17(4). Disponible en: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/rcs.2266>
88. Li G, Patel NA, Burdette EC, Pilitsis JG, Su H, Fischer GS. A Fully Actuated Robotic Assistant for MRI-Guided Precision Conformal Ablation of Brain Tumors. *IEEE/ASME Trans Mechatron.* febrero de 2021;26(1):255-66.

89. Li B, Yuan L, Wang C, Guo Y. Structural design and analysis of pneumatic prostate seed implantation robot applied in magnetic resonance imaging environment. *Robotics Computer Surgery* [Internet]. diciembre de 2022 [citado 24 de junio de 2023];18(6). Disponible en: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/rcs.2457>
90. Biswas P, Dehghani H, Sikander S, Song SE. Kinematic and mechanical modelling of a novel 4-DOF robotic needle guide for MRI-guided prostate intervention. *Biomedical Engineering Advances*. diciembre de 2022;4:100036.
91. Lafreniere S, Sprouse OL, Padilla RJ, Konh B. DESIGN OF AN MRI-COMPATIBLE ROBOT FOR IMAGE-GUIDED NEEDLE INSERTION PROCEDURES USING ACTIVE TENDON-DRIVEN NEEDLES. En: 2023 Design of Medical Devices Conference [Internet]. Minneapolis, MN, USA: American Society of Mechanical Engineers; 2023 [citado 24 de junio de 2023]. p. V001T10A002. Disponible en: <https://asmedigitalcollection.asme.org/BIOMED/proceedings/DMD2023/86731/V001T10A002/1163869>
92. Schlockermann K, Peters J, Hensen B, Löning C. JJ, Wacker F, Raatz A. Soft Robot Assistance for Tumor Biopsy and Ablation in Magnetic Resonance Imaging. En: Tarnita D, Dumitru N, Pisla D, Carbone G, Geonea I, editores. *New Trends in Medical and Service Robotics* [Internet]. Cham: Springer Nature Switzerland; 2023 [citado 24 de junio de 2023]. p. 3-12. (Mechanisms and Machine Science; vol. 133). Disponible en: https://link.springer.com/10.1007/978-3-031-32446-8_1
93. Runciman M, Darzi A, Mylonas GP. Soft Robotics in Minimally Invasive Surgery. *Soft Robotics*. agosto de 2019;6(4):423-43.
94. He Z, Dong Z, Fang G, Ho JDL, Cheung CL, Chang HC, et al. Design of a Percutaneous MRI-Guided Needle Robot With Soft Fluid-Driven Actuator. *IEEE Robot Autom Lett*. abril de 2020;5(2):par.
95. ASTM F2503-13. Standard Practice for Marking Medical Devices and Other Items for Safety in the Magnetic Resonance Environment, ASTM. ASTM F2503-13.
96. Consejo de Salubridad General, IMSS, ISSSTE. Diagnóstico y Tratamiento del Cáncer de Mama en Segundo y Tercer nivel de Atención. Guía de Referencia Rápida. [Internet]. Disponible en: http://www.cenetec.salud.gob.mx/descargas/gpc/CatalogoMaestro/232_IMSS_09_Ca_Mama_2oN/GRR_IMSS_232_09.pdf
97. Colegio Americano de Radiología (ACR), Sociedad Radiológica de Norte América (RSNA). Biopsia de mama guiada por RMN. *RadiologyInfo para pacientes*. 23 de enero de 2019;7.

98. Peredo Fuentes H. Substitución de Fe³⁺ por iones de Aluminio en Hexaferrita de Bario BaFe₁₂O₁₉ [Internet]. [México]: Instituto Politécnico Nacional; 2008. Disponible en: <https://tesis.ipn.mx/bitstream/handle/123456789/3630/SUBSTITUCIONDEFE.pdf?sequence=1&isAllowed=y>
99. Kittel C. Introduction to solid state physics. Global edition, [9th edition]. Hoboken, NJ: Wiley; 2018. 692 p.
100. Mark JE, Allcock HR, West R. Inorganic polymers. 2.^a ed. Oxford University Press; 2005.
101. Smooth On. Smooth On. Ecoflex Series Technical Bulletin. [Internet]. Disponible en: https://www.smooth-on.com/tb/files/ECOFLEX_SERIES_TB.pdf
102. Consumer Product Testing Company. EcoFlex 00-30 Skin Safe Certification [Internet]. 2019. Disponible en: <https://www.smooth-on.com/tb/files/SkinSafeDocs/EcoFlex00-30SkinSafeCertification070819.pdf>
103. Martin O, Avérous L. Poly(lactic acid): plasticization and properties of biodegradable multiphase systems. Polymer. junio de 2001;42(14):6209-19.
104. NTH grilon. HOJA TÉCNICA DE PRODUCTO - Ácido Poliláctico (PLA) griloN3 [Internet]. Disponible en: https://grilon3.com.ar/descargas/pla_hoja_tecnica.pdf
105. Cruz Abud AM. Diseño de un robot de tres grados de libertad para punción, compatible con ambientes de tomografía computada y resonancia magnética, y fabricación de un primer prototipo de laboratorio. [Toluca, México]: Universidad Autónoma del Estado de México; 2007.
106. ¿Qué es un archivo .STL? [Internet]. 3D Systems. 2017 [citado 23 de marzo de 2023]. Disponible en: <https://es.3dsystems.com/quickparts/learning-center/what-is-stl-file>
107. XTC-3D™ Product Information [Internet]. Smooth-On, Inc. [citado 30 de marzo de 2023]. Disponible en: <https://www.smooth-on.com/products/xtc-3d/>
108. Smooth On. Universal Mold Release [Internet]. 2022. Disponible en: https://www.smooth-on.com/tb/files/espanol/UNIVERSAL_RELEASE_TB_Spanish.pdf
109. John B. SUS-A quick and dirty usability scale. Usability evaluation in industry. enero de 1996;189-94.
110. Croser P, Ebel F. Pneumatik: Grundstufe; [TP 101]. [Lehrbuch] / P. Croser; F. Ebel. 2. Aufl., korr. Nachdr. Berlin: Springer; 2003. 276 p.

111. Pablo Hernández CD. Las úlceras por presión. Nursing (Ed española). noviembre de 2006;24(9):60-6.
112. Ortopedia Bernat | Equipamiento Médico [Internet]. [citado 12 de mayo de 2023]. Disponible en: <https://www.ortopediabernat.com.ar/equipamiento-medico>
113. ISO - ISO 13485 — Medical devices [Internet]. ISO. 2019 [citado 9 de mayo de 2023]. Disponible en: <https://www.iso.org/iso-13485-medical-devices.html>
114. Atorino JI, Bortolín LP, Rodríguez E, Farías RO, Rodríguez EE. Experimentos con un sensor de efecto Hall. Latin-American Journal of Physics Education. 2009;3(3):17.
115. Sánchez Hernández ID, Vilchis González AH, Ávila Vilchis JC. Robots médicos de punción percutánea guiados con resonancia magnética. Komputer Sapiens. agosto de 2022;2(14):16-20.

ANEXO A

MODELO 1: Rectangular A



No.	Cualidad Con respecto al actuador...	Totalmente en desacuerdo				Totalmente de acuerdo
		1	2	3	4	5
1	El modelo se realizó a partir de la silicona Eurochem o Smooth On.					X
2	Una vez terminado NO tiene fugas.	X				
3	El movimiento se adapta a la estructura armazón.		X			
4	Es flexible.	X				
5	NO tiende a la ruptura fácilmente tras ser alimentado.		X			
6	Resiste la ruptura una vez que llega a su máximo estiramiento.			X		
7	Requiere 2 o menos procesos de mezclado y desmolde de silicona.					X
8	Se acciona con el compresor considerado.					X
9	El desmolde resulta sencillo.				X	
10	NO se tiene que romper el molde para ser extraída la silicona.					X
11	Se manipula con estabilidad y buen control.	X				
12	Cumple la función adecuadamente.		X			
Puntuación total:		36				

MODELO 2: Rectangular B



No.	Cualidad Con respecto al actuador...	Totalmente en desacuerdo				Totalmente de acuerdo
		1	2	3	4	5
1	El modelo se realizó a partir de la silicona Eurochem o Smooth On.					X
2	Una vez terminado NO tiene fugas.					X
3	El movimiento se adapta a la estructura armazón.		X			
4	Es flexible.				X	
5	NO tiende a la ruptura fácilmente tras ser alimentado.				X	
6	Resiste la ruptura una vez que llega a su máximo estiramiento.			X		
7	Requiere 2 o menos procesos de mezclado y desmolde de silicona.					X
8	Se acciona con el compresor considerado.					X
9	El desmolde resulta sencillo.				X	
10	NO se tiene que romper el molde para ser extraída la silicona.				X	
11	Se manipula con estabilidad y buen control.		X			
12	Cumple la función adecuadamente.			X		
Puntuación total:		46				

MODELO 3: Rectangular C



No.	Cualidad Con respecto al actuador...	Totalmente en desacuerdo				Totalmente de acuerdo
		1	2	3	4	5
1	El modelo se realizó a partir de la silicona Eurochem o Smooth On.					X
2	Una vez terminado NO tiene fugas.	X				
3	El movimiento se adapta a la estructura armazón.	X				
4	Es flexible.		X			
5	NO tiende a la ruptura fácilmente tras ser alimentado.		X			
6	Resiste la ruptura una vez que llega a su máximo estiramiento.			X		
7	Requiere 2 o menos procesos de mezclado y desmolde de silicona.					X
8	Se acciona con el compresor considerado.				X	
9	El desmolde resulta sencillo.			X		
10	NO se tiene que romper el molde para ser extraída la silicona.			X		
11	Se manipula con estabilidad y buen control.			X		
12	Cumple la función adecuadamente.		X			
Puntuación total:		34				

MODELO 4: Acordeón



No.	Cualidad Con respecto al actuador...	Totalmente en desacuerdo				Totalmente de acuerdo
		1	2	3	4	5
1	El modelo se realizó a partir de la silicona Eurochem o Smooth On.					X
2	Una vez terminado NO tiene fugas.	X				
3	El movimiento se adapta a la estructura armazón.			X		
4	Es flexible.				X	
5	NO tiende a la ruptura fácilmente tras ser alimentado.	X				
6	Resiste la ruptura una vez que llega a su máximo estiramiento.	X				
7	Requiere 2 o menos procesos de mezclado y desmolde de silicona.	X				
8	Se acciona con el compresor considerado.	X				
9	El desmolde resulta sencillo.		X			
10	NO se tiene que romper el molde para ser extraída la silicona.		X			
11	Se manipula con estabilidad y buen control.	X				
12	Cumple la función adecuadamente.	X				
Puntuación total:		23				

MODELO 5: Fuelle completo



No.	Cualidad Con respecto al actuador...	Totalmente en desacuerdo				Totalmente de acuerdo
		1	2	3	4	5
1	El modelo se realizó a partir de la silicona Eurochem o Smooth On.					X
2	Una vez terminado NO tiene fugas.	X				
3	El movimiento se adapta a la estructura armazón.			X		
4	Es flexible.				X	
5	NO tiende a la ruptura fácilmente tras ser alimentado.		X			
6	Resiste la ruptura una vez que llega a su máximo estiramiento.		X			
7	Requiere 2 o menos procesos de mezclado y desmolde de silicona.				X	
8	Se acciona con el compresor considerado.	X				
9	El desmolde resulta sencillo.		X			
10	NO se tiene que romper el molde para ser extraída la silicona.				X	
11	Se manipula con estabilidad y buen control.			X		
12	Cumple la función adecuadamente.		X			
Puntuación total:		33				

MODELO 6: Individual



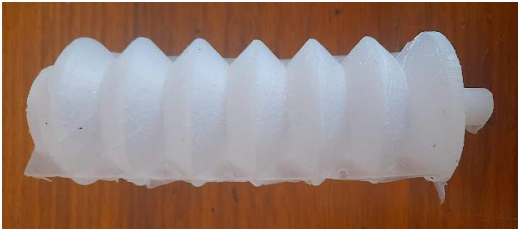
No.	Cualidad Con respecto al actuador...	Totalmente en desacuerdo				Totalmente de acuerdo
		1	2	3	4	5
1	El modelo se realizó a partir de la silicona Eurochem o Smooth On.					X
2	Una vez terminado NO tiene fugas.	X				
3	El movimiento se adapta a la estructura armazón.	X				
4	Es flexible.				X	
5	NO tiende a la ruptura fácilmente tras ser alimentado.		X			
6	Resiste la ruptura una vez que llega a su máximo estiramiento.		X			
7	Requiere 2 o menos procesos de mezclado y desmolde de silicona.	X				
8	Se acciona con el compresor considerado.				X	
9	El desmolde resulta sencillo.	X				
10	NO se tiene que romper el molde para ser extraída la silicona.					X
11	Se manipula con estabilidad y buen control.			X		
12	Cumple la función adecuadamente.	X				
Puntuación total:		30				

MODELO 7: Fuelle A



No.	Cualidad Con respecto al actuador...	Totalmente en desacuerdo				Totalmente de acuerdo
		1	2	3	4	5
1	El modelo se realizó a partir de la silicona Eurochem o Smooth On.					X
2	Una vez terminado NO tiene fugas.	X				
3	El movimiento se adapta a la estructura armazón.				X	
4	Es flexible.				X	
5	NO tiende a la ruptura fácilmente tras ser alimentado.				X	
6	Resiste la ruptura una vez que llega a su máximo estiramiento.				X	
7	Requiere 2 o menos procesos de mezclado y desmolde de silicona.					X
8	Se acciona con el compresor considerado.					X
9	El desmolde resulta sencillo.		X			
10	NO se tiene que romper el molde para ser extraída la silicona.	X				
11	Se manipula con estabilidad y buen control.				X	
12	Cumple la función adecuadamente.		X			
Puntuación total:		41				

MODELO 8: **Fuelle B**



No.	Cualidad Con respecto al actuador...	Totalmente en desacuerdo				Totalmente de acuerdo
		1	2	3	4	5
1	El modelo se realizó a partir de la silicona Eurochem o Smooth On.					X
2	Una vez terminado NO tiene fugas.					X
3	El movimiento se adapta a la estructura armazón.				X	
4	Es flexible.					X
5	NO tiende a la ruptura fácilmente tras ser alimentado.					X
6	Resiste la ruptura una vez que llega a su máximo estiramiento.				X	
7	Requiere 2 o menos procesos de mezclado y desmolde de silicona.					X
8	Se acciona con el compresor considerado.					X
9	El desmolde resulta sencillo.		X			
10	NO se tiene que romper el molde para ser extraída la silicona.	X				
11	Se manipula con estabilidad y buen control.				X	
12	Cumple la función adecuadamente.			X		
Puntuación total:		46				

MODELO 9: **Medio fuelle**



No.	Cualidad Con respecto al actuador...	Totalmente en desacuerdo				Totalmente de acuerdo
		1	2	3	4	5
1	El modelo se realizó a partir de la silicona Eurochem o Smooth On.					X
2	Una vez terminado NO tiene fugas.					X
3	El movimiento se adapta a la estructura armazón.					X
4	Es flexible.					X
5	NO tiende a la ruptura fácilmente tras ser alimentado.					X
6	Resiste la ruptura una vez que llega a su máximo estiramiento.				X	
7	Requiere 2 o menos procesos de mezclado y desmolde de silicona.					X
8	Se acciona con el compresor considerado.					X
9	El desmolde resulta sencillo.					X
10	NO se tiene que romper el molde para ser extraída la silicona.					X
11	Se manipula con estabilidad y buen control.				X	
12	Cumple la función adecuadamente.					X
Puntuación total:		58				

ANEXO B

Programa de lectura de sensores y control de las válvulas neumáticas

```
#include <Servo.h>

#define SERVO_1_FIRST_POSITION 38
#define SERVO_2_FIRST_POSITION 42
#define SERVO_3_FIRST_POSITION 42
#define SERVO_4_FIRST_POSITION 42
#define SERVOS_EACH_POSITION 29

#define MIN_PRESURE 250
#define MAX_PRESURE 170

enum servos {
    SERVO1=5,
    SERVO2=6,
    SERVO3=9,
    SERVO4=10
};

int presetServos[20];
Servo servos[20];

enum sensors {
    SENSOR1=A0,
    SENSOR2=A1,
    SENSOR3=A2,
    SENSOR4=A3
};

enum joystick {
    EJEY=A4,
    EJEX=A5
};

enum positions {VACIAR, LLENAR, REPOSO, ESCAPE};

int presetX, presetY;

int getAnalogMeasure(int pin);
void setServoPosition(enum positions position);

void setup() {
    Serial.begin(115200);

    presetServos[SERVO1] = SERVO_1_FIRST_POSITION;
    presetServos[SERVO2] = SERVO_2_FIRST_POSITION;
    presetServos[SERVO3] = SERVO_3_FIRST_POSITION;
    presetServos[SERVO4] = SERVO_4_FIRST_POSITION;
}
```

```

pinMode(SENSOR1, INPUT);
pinMode(SENSOR2, INPUT);
pinMode(SENSOR3, INPUT);
pinMode(SENSOR4, INPUT);
pinMode(EJEX, INPUT);
pinMode(EJEY, INPUT);

servos[SERVO1].attach(SERVO1);
servos[SERVO2].attach(SERVO2);
servos[SERVO3].attach(SERVO3);
servos[SERVO4].attach(SERVO4);

presetX = getAnalogMeasure(EJEX);
presetY = getAnalogMeasure(EJEY);
}

void loop() {

    int canal1 = getAnalogMeasure(SENSOR1);
    int canal2 = getAnalogMeasure(SENSOR2);
    int canal3 = getAnalogMeasure(SENSOR3);
    int canal4 = getAnalogMeasure(SENSOR4);

    int ejeX = getAnalogMeasure(EJEX);
    int ejeY = getAnalogMeasure(EJEY);

    Serial.print(canal1);
    Serial.print(" ");
    Serial.print(canal2);
    Serial.print(" ");
    Serial.print(canal3);
    Serial.print(" ");
    Serial.print(canal4);
    Serial.print(" X: ");
    Serial.print(ejeX);
    Serial.print(" Y: ");
    Serial.print(ejeY);
    Serial.println();

    enum positions servol;
    enum positions servo2;
    enum positions servo3;
    enum positions servo4;

    if((canal1 > MIN_PRESURE || ejeX < 100) && ejeX < 900) {
        servol = LLENAR;
    } else if(canal1 < MAX_PRESURE || ejeX > 900) {
        servol = VACIAR;
    } else {
        servol = REPOSO;
    }
}

```

```

if((canal2 > MIN_PRESURE || ejeY < 100) && ejeY < 900) {
    servo2 = LLENAR;
} else if((canal2 < MAX_PRESURE || ejeY > 900) {
    servo2 = VACIAR;
} else {
    servo2 = REPOSO;
}

if((canal3 > MIN_PRESURE || ejeX > 900) && ejeX > 100) {
    servo3 = LLENAR;
} else if((canal3 < MAX_PRESURE || ejeX < 100) {
    servo3 = VACIAR;
} else {
    servo3 = REPOSO;
}

if((canal4 > MIN_PRESURE || ejeY > 900) && ejeY > 100) {
    servo4 = LLENAR;
} else if((canal4 < MAX_PRESURE || ejeY < 100) {
    servo4 = VACIAR;
} else {
    servo4 = REPOSO;
}

if(servo1 == REPOSO && servo2 == REPOSO && servo3 == REPOSO &&
servo4 == REPOSO) {
    servo4 = ESCAPE;
}

setServoPosition(SERVO1, servo1);
setServoPosition(SERVO2, servo2);
setServoPosition(SERVO3, servo3);
setServoPosition(SERVO4, servo4);

}

int getAnalogMeasure(int pin) {
    long measure = 0;
    for(int i = 0; i < 10; i++){
        measure += analogRead(pin);
        delay(1);
    }
    return (int) (measure /= 10);
}

void setServoPosition(enum servos servo, enum positions position)
{
    servos[servo].write(presetServos[servo] + SERVOS_EACH_POSITION *
position);
}

```