



UNIVERSIDAD MODELO

FASE II: Diseño e Implementación

Punto de Control

#PC3 – PC4

1. Datos Generales

Integrantes del equipo	Wilberth Fabrizio Manzanero Marrufo Manuel Alejandro Zavala De Los Santos Alan Orlando Domínguez González
Carrera	Ingeniería Biomédica
Semestre	2º Semestre
Asignatura	Proyectos II
Docente	Cielo Poot Bote

1.1 Idea del Proyecto

Desarrollo de un exoesqueleto de mano accionado por micro cilindro neumático para asistir los movimientos de flexo-extensión en pacientes con hemiparesía post-ictus. Resolviendo la necesidad de una rehabilitación motora técnica, accesible y ergonómica en el entorno clínico o doméstico.

1.2 Objetivo

Diseñar un prototipo funcional y seguro ergonómico que automatice la terapia de Movimiento Pasivo Continuo (CPM) en un dedo de la mano, mediante actuación neumática controlada por microcontrolador. Garantizando la integridad del usuario ante fallos eléctricos y permitiendo el ajuste preciso de la fuerza para vencer la espasticidad.

2. Diseño del Proyecto

2.1 El Mecanismo

El principal reto cinemático del diseño es convertir el movimiento rectilíneo del vástago del microcilindro neumático en la rotación anatómica que realizan las articulaciones metacarpofalángica e interfalángica proximal durante la flexo-extensión de los dedos.

Para resolver este desajuste cinemático se implementó un mecanismo slider-crank en configuración de accionamiento lineal. En este mecanismo, el vástago del pistón empuja una horquilla deslizante que recorre una ranura en la placa dorsal. Al avanzar, la horquilla ejerce fuerza sobre el eslabón de transmisión (biela), convirtiendo el empuje lineal en rotación angular sobre la falange proximal. La carrera del pistón determina directamente el ángulo de flexión alcanzado.

2.2 Memorias de Cálculo

a) Selección del diámetro del pistón

Se seleccionó el microcilindro SMC CJ2R de 10 mm de diámetro de émbolo. La fuerza teórica bruta se calcula con la expresión:

$$F = P \times A$$

El área de la sección transversal del émbolo es:

$$A = \pi \times r^2 = \pi \times (5 \text{ mm})^2 = 78.54 \text{ mm}^2$$

Operando a una presión regulada de 30 PSI o equivalente a 0.207 N/mm²:

$$F_{\text{bruta}} = 0.207 \text{ N/mm}^2 \times 78.54 \text{ mm}^2 = 16.3 \text{ N}$$

Descontando pérdidas por fricción en sellos internos (estimado 15%) y pérdidas menores en mangueras y conexiones (estimado 5%):

$$F_{\text{efectiva}} \approx 16.3 \text{ N} \times 0.80 = 13.0 \text{ N por dedo}$$

La literatura dice que la fuerza necesaria para vencer la espasticidad moderada en los dedos oscila entre 5 y 12 N, mientras que la fuerza de ruptura tendinosa en flexores digitales supera los 100 N. Por lo que el margen de seguridad trabajado es amplio y el riesgo de lesión es mínimo.

b) Cálculo del rango de movimiento

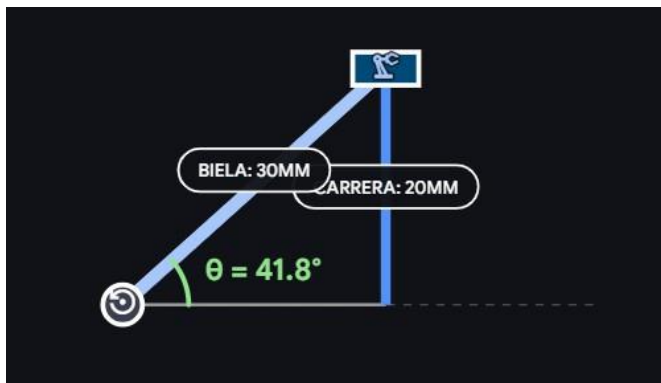
La articulación metacarpofalángica tiene un rango de flexión de 0° a 90°. La relación geométrica entre la carrera del pistón y el ángulo de flexión producido es:

$$\theta = \arcsin (L_{\text{carrera}} / L_{\text{biela}})$$

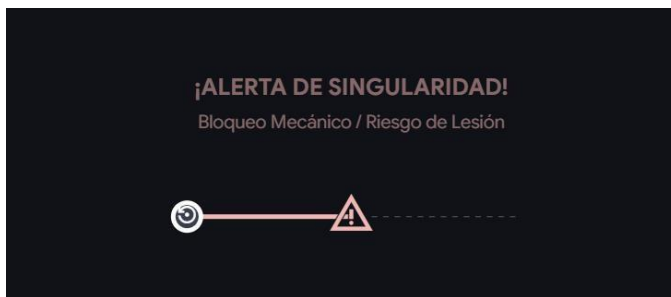
Para el modelo SMC CJ2R10 con carrera de 20 mm y una longitud de biela de 22 mm:

$$\theta = \arcsin (20 / 22) \approx 65^\circ$$

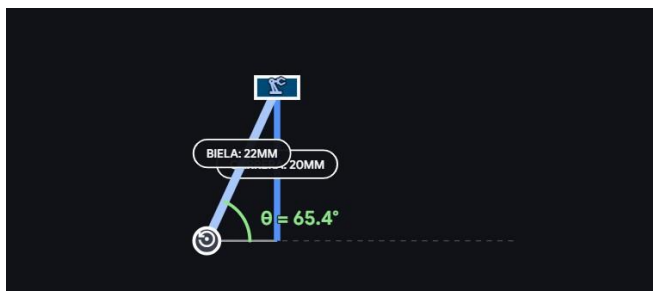
Este ángulo (65°) cubre el rango terapéutico funcional para la apertura y cierre básico de la mano, que corresponde al arco de trabajo 0° – 65° . Se adoptó deliberadamente una longitud de biela de 22 mm —y no de 20 mm— para mantener la cinemática alejada de la posición de singularidad que ocurriría al acercarse a 90° con $L_{\text{biela}} = L_{\text{carrera}}$ (posición muerta del mecanismo). El rango 0° – 65° es suficiente para el objetivo terapéutico de apertura y cierre funcional de la mano.



Simulación biela 30 mm, Angulo muy corto



Simulación biela 20 mm, riesgo de singularidad



Simulación biela 22 mm, cercano a ideal

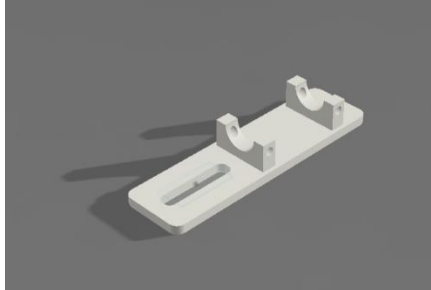
c) Justificación de la selección de válvula

Se seleccionó una electroválvula 5/3 vías de centro abierto (escape). A diferencia de la válvula 5/2 biestable que mantiene la última posición ante un fallo eléctrico, la válvula 5/3 centro abierto libera la presión en ambas cámaras al interrumpirse la señal de control, permitiendo que el vástago quede en posición libre. Esto garantiza que ante cualquier fallo del sistema, los dedos del paciente no queden bloqueados en flexión, cumpliendo la medida de seguridad ante fallos

Tipo de Válvula	Comportamiento en fallo eléctrico	Implicación clínica
5/2 biestable	Mantiene última posición	Dedo puede quedar bloqueado en flexión
5/3 centro cerrado	Detiene en posición intermedia	Riesgo similar al anterior
5/3 centro abierto ✓	Libera presión — vástago libre	Dedo queda libre ante cualquier fallo

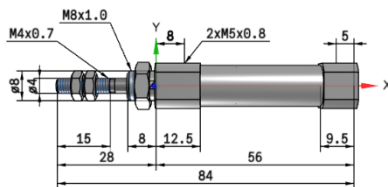
3. Simulación y Adelanto del Proyecto

El proyecto se encuentra en fase de diseño CAD mediante Autodesk Fusion 360. El ensamble digital incluye los siguientes componentes modelados:



- Placa dorsal base en PETG con ranuras de deslizamiento para el mecanismo corredera.

- Anillos de contacto con las falanges proximal y media, modelados en TPU para conformabilidad y biocompatibilidad con la piel.



- Gemelo digital del microcilindro SMC CJ2R10, posicionado en el dorso.

- Eslabones de transmisión (bielas) articulados sobre la placa base.

Validación cinemática: Se utilizaron las herramientas de Joints y Sliders de Fusion 360 para verificar que la carrera completa del pistón (20 mm) recorre la totalidad de la ranura de deslizamiento sin colisiones mecánicas entre componentes adyacentes. Esta simulación de uniones constituye la validación funcional del mecanismo previo a la fabricación del primer prototipo físico.

3.2 Lógica de Control del Prototipo

Para la fase de validación cinemática el sistema opera en lazo abierto con la siguiente secuencia de estados, ejecutada cíclicamente un número de repeticiones configurable:

Estado 1 — Extensión: Se activa el solenoide A de la electroválvula 5/3 durante un tiempo T (variable). El vástago avanza y produce la flexión del dedo.

Estado 2 — Pausa (centro libre): Ambos solenoides desenergizados. La válvula queda en centro abierto; el vástago queda libre (0.5 s).

Estado 3 — Flexión: Se activa el solenoide B durante el mismo tiempo T. El vástago retrocede y el dedo regresa a extensión.

El sensor flex actúa en esta fase como sensor de registro: mide y almacena el ángulo alcanzado en cada ciclo sin intervenir en el control. Se implementará calibración de dos puntos al inicio de cada sesión (0° = extensión completa; máximo = posición de tope mecánico), lo que

compensa la histéresis y la deriva del sensor mediante interpolación lineal en el firmware del Arduino Mega.

4. Características y Costos

4.1 Componentes del Prototipo de Validación

Se presenta la cotización preliminar del proyecto, obtenida el 12 de abril de 2026 en las plataformas Mercado Libre y AliExpress. Nota: el prototipo de esta fase (PC3–PC4) implementa control sobre un único dedo (por definir) mediante una electroválvula 5/3 centro abierto, con el objetivo de validar la cinemática del mecanismo slider-crank. La escalabilidad a los cinco dedos

mediante cinco válvulas independientes se implementará en una fase próxima una vez confirmado el comportamiento del actuador individual.

Se seleccionaron los componentes más similares a los productos de marcas oficiales, sin comprometer rendimiento ni calidad de materiales, con el objetivo de mantener un costo accesible. La fuente de presión para las pruebas de validación será un compresor de banco de pistón, la portabilidad del sistema de suministro de aire se resolverá en fases próximas.

Componente	Especificación	Función
Microcilindro neumático	SMC CJ2R10, doble efecto, Ø10mm, carrera 20mm	Actuador de flexo-extensión por dedo
Microcontrolador	Arduino Mega 2560 Rev3, ATMEGA2560	Control de 5 válvulas + 5 sensores (54 pines digitales, 16 analógicos)
Electroválvula	5/3 vías centro abierto, 12V DC (4V230C-08)	Control direccional con seguridad en fallo eléctrico
Manifold de distribución	Bloque de aluminio mecanizado, 5 salidas	Distribución de aire a 5 circuitos independientes
Sensores de retroalimentación	Flex sensor 2.2", resistencia 25kΩ – 110kΩ	Medición de ángulo de flexión por dedo
Manguera neumática	Poliuretano Ø4mm	Conducción de aire entre válvula y cilindros
Conectores rápidos	Push-in Ø4mm, M5 o 1/8" NPT	Conexión sin herramienta de mangueras
Regulador de presión	Miniatura con manómetro, rango 0–60 PSI, 1/8" NPT	Límite de presión máxima de seguridad
Filamento estructural	PETG 1.75mm, 1 kg	Eslabones rígidos y placa dorsal
Filamento de contacto	TPU 95A 1.75mm, 500g	Anillos de falange (contacto piel, flexible)

4.2 Presupuesto Estimado

Tipo de cambio utilizado: \$20 MXN/USD (abril 2026).

#	Componente	Especificación	ML (unit.)	AliEx (unit.)	Cant.	ML Total	AliEx Total
1	Microcilindro neumático	CJ2R, x10mm doble efecto	\$450-600	\$180-280	1	~\$600	~\$280
2	Arduino Mega 2560	Rev3, ATMEGA2560	\$350-450	\$220-300	1	~\$450	~\$300
3	Electroválvula 5/3	3 pos., 5 vías, 12V DC	\$380-500	\$200-350	1	~\$500	~\$350
4	Sensor Flex 2.2"	25kΩ recto, 56mm	\$110-160 /pza	\$60-90 /pza	1	~\$160	~\$90
5	Filamento PETG	1kg, 1.75mm, ±0.02mm	\$190-300	\$120-180	1	~\$300	~\$180
6	Filamento TPU 95A	500g, 1.75mm, flexible	\$220-350	\$130-200	1	~\$350	~\$200
7	Manguera PU Ø4mm	Poliuretano, 5 metros	\$80-120	\$40-70	1	~\$120	~\$70
8	Conectores push-in	M5 o 1/8" NPT, paq. x10	\$150-220	\$60-100	10 uds	~\$220	~\$100
9	Regulador presión mini	0-60 PSI c/manómetro	\$180-280	\$100-160	1	~\$280	~\$160
10	Tornillería y misc.	M3/M4, insertos de calor	-	-	-	~\$x	~\$x
					TOTAL	~\$2,980 MXN	~\$1,730 MXN

5. Avance semanal

Después de consultar el proyecto con un experto en el área (Ingeniero electrónico con gran experiencia laboral), rescatamos esta retroalimentación:

"Añadir filtros (100mF + 10mF) cerca del Arduino y de la alimentación de la lógica para mejorar inmunidad al ruido inductivo."

"Separar líneas de sensores analógicos y solenoides para reducir interferencias."

A continuación, las características y procedimiento para la implementación de las sugerencias:

- Filtrado de Ruido Inductivo

El ruido inductivo es causado por los picos de voltaje que generan las electroválvulas al activarse/desactivarse.

Componentes Sugeridos:

Capacitor Electrolítico (100 μ F / 25V): Actúan como reserva de energía para evitar caídas de voltaje.

Capacitor Cerámico o de Tantalio (10 μ F): Estos son excelentes para filtrar ruidos de alta frecuencia.

Procedimiento: Soldaremos ambos capacitores en paralelo lo más cerca posible de los pines de alimentación (VCC y GND) del Arduino Mega.

- Separación de Líneas (Reducción de Interferencia)

Componentes:

Cable Blindado de 2 o 3 hilos: Buscaremos uno de calibre delgado (como 28 AWG). Este trae una malla metálica alrededor de los cables internos que "atrapa" el ruido electromagnético de las válvulas.

Termofit : Para sellar las puntas del cable y que no se deshilache la malla.

Ferritas de clip: Son unos pequeños cilindros negros que se ponen al final del cable para "limpiar" la señal antes de que entre al Arduino.

Para que esto funcione bien, seguiremos estas reglas

La Regla de la Distancia: Vamos a rutear el cableado por caminos distintos. Los cables de potencia (los que van a las electroválvulas) irán por el lado derecho del marco del

exoesqueleto, y los de los sensores por el izquierdo. Nunca los vamos a amarrar juntos con cinchos.

Conexión de la "Jaula de Faraday": Del cable blindado, vamos a conectar la malla metálica a GND (Tierra), pero solo en un extremo (el que llega al Arduino). Si la conectamos en ambos lados, podemos crear un "lazo de tierra" que mete más ruido del que quita.

6. Análisis de entorno

Dimensión	Descripción / Impacto
	Social / Salud
Tecnológico	Disponibilidad de actuación neumática miniaturizada (SMC) y microcontroladores (Arduino Mega) que permiten automatizar la terapia CPM de forma compacta.
Económico	Uso de manufactura aditiva (PETG/TPU) y componentes de bajo costo (presupuesto ~\$3,000 MXN) para mejorar la accesibilidad económica del tratamiento.
Seguridad	Prioridad en la integridad física ; se resuelve mediante el diseño de mecanismos que evitan singularidades y válvulas que liberan presión en fallos