

UNIVERSIDAD DE INGENIERÍA Y TECNOLOGÍA UTEC

Carrera de Ingeniería Mecánica



**DISEÑO, FABRICACIÓN E IMPLEMENTACIÓN DE UN
DISPOSITIVO ROBÓTICO BASADO EN ACTUADORES
BLANDOS PARA REHABILITACIÓN DE LA MANO**

DESIGN, FABRICATION AND IMPLEMENTATION OF A
ROBOTIC DEVICE BASED ON SOFT ACTUATORS FOR
HAND REHABILITATION

Tesis para optar el título profesional de Ingeniero Mecánico

Alberto Alonso Reymundo Tantas

Código 201210177

Asesor

Prof. Emir Augusto Vela Saavedra

Lima – Perú

Diciembre 2016

La tesis

**DISEÑO, FABRICACIÓN E IMPLEMENTACIÓN DE UN DISPOSITIVO
ROBÓTICO BASADO EN ACTUADORES BLANDOS PARA REHABILITACIÓN
DE LA MANO**

Ha sido aprobada

[Nombres y apellidos del Presidente de Jurado]

[Nombres y apellidos del Asesor de la tesis]

[Nombres y apellidos del Tercer jurado]

Dedicatoria:

A mis padres Juan Carlos y Juana María, por guiarme; a mi tío
Almir por ser un ángel; a Carlos y Tamsyn por acompañarme

Agradecimientos:

A mi familia, amigos, y todas las personas que han estado
conmigo en estos 21 años

TABLA DE CONTENIDO

	Pág.
INTRODUCCIÓN	15
CAPÍTULO 1: ANTECEDENTES Y ESTADO DEL ARTE	
1.1 Discapacidad en el mundo.....	18
1.2 Discapacidad motora y enfermedad cerebro vascular	19
1.3 Hemiplejia y técnicas de rehabilitación en la extremidad superior	20
1.4 Características de la mano	24
1.4.1 Huesos y articulaciones de la mano	25
1.5 Dispositivos de robótica convencional para rehabilitación de la mano	28
1.6 Robótica blanda.....	30
1.6.1 Aplicaciones de la robótica blanda.....	31
1.6.2 Dispositivos de robótica blanda para rehabilitación de la mano	31
1.7 Conclusiones	33
CAPÍTULO 2: DISEÑO MECÁNICO DEL ACTUADOR BLANDO	
2.1 Actuadores blandos	35
2.1.1 Actuadores blandos rotacionales	37
2.2 Materiales usados en robótica blanda.....	39
2.2.1 Materiales usados en actuadores elastoméricos fluídicos	40
2.2.2 Teoría de hiperelasticidad	41
2.2.3 Caracterización del material mediante ensayos de tracción	45
2.3 Metodología de fabricación.....	53
2.4 Desarrollo del actuador rotacional blando.....	55

2.4.1	Requerimientos de diseño y consideraciones iniciales.....	55
2.4.2	Actuador rotacional blando	58
2.4.3	Optimización por método de elementos finitos.....	62
2.5	Diseño de la férula.....	67
2.6	Conclusiones	69
CAPÍTULO 3: CARACTERIZACIÓN DE ACTUADORES		
3.1	Introducción.....	70
3.2	Pruebas de presión máxima	70
3.3	Pruebas de Amplitud	71
3.4	Pruebas de Fuerza.....	73
3.5	Pruebas de Fatiga.....	75
3.6	Conclusiones	77
CAPÍTULO 4: INTEGRACIÓN DEL SISTEMA ROBÓTICO		
4.1	Componentes del dispositivo final de rehabilitación	79
4.1.1	Sistema electroneumático.....	79
4.1.2	Guante con sensor de deformación	80
4.1.3	Juego serio.....	81
4.1.4	Calibración	82
4.2	Integración del dispositivo de rehabilitación.....	82
4.3	Ejemplo de utilización del dispositivo	83
4.4	Pruebas en paciente	84
4.5	Resultados	85
4.6	Conclusiones	87
CONCLUSIONES		87

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	89
ANEXOS	102

ÍNDICE DE TABLAS

	Pág.
Tabla 1.1: Definición de las etapas de la recuperación motora según la evaluación de Brunnstrom (Etapas Brunnstrom) [27].....	21
Tabla 1.2: Técnicas usadas en rehabilitación de la extremidad superior de pacientes post ECV	22
Tabla 1.3: Partes enumeradas de la mano en la Figura 1 [38].....	25
Tabla 1.4: Grados de libertad y rango de movimiento de las articulaciones de la mano [38] [40]	26
Tabla 1.5: Dispositivos de robótica convencional para la rehabilitación de los dedos de la mano [41].....	28
Tabla 1.6: Diferencias entre tipos de robots [60]	31
Tabla 1.7: Dispositivos de robótica blanda para la rehabilitación de los dedos de la mano [41]	31
Tabla 2.1: Ventajas y desventajas de los actuadores blandos.....	39
Tabla 2.2: Tipos de cauchos [91]	40
Tabla 2.3: Modelos hiperelásticos encontrados en el software ANSYS	45
Tabla 2.4: Parámetros geométricos iniciales del segundo diseño del actuador.....	62
Tabla 3.1: Presiones máximas que soporta cada actuador hasta la rotura.....	70
Tabla 3.2: Resultados del número de ciclos de fatiga de los actuadores de 3 y 4 cámaras..	75
Tabla 3.3: Resultados de las pruebas realizadas.....	77

ÍNDICE DE FIGURAS

	Pág.
Figura 1.1: Vistas de la mano a) Palmar; b) Lateral interna y c) lateral externa; también se hace una d) división de zonas por zonas (I: Zona del pulgar; II: Zona de las pinzas; III Zona de los alcances) [38]	24
Figura 1.2: Huesos de la mano y la muñeca. [39]	26
Figura 1.3: Rango de movimiento funcional (52°) y total (104°) de la articulación metacarpofalángica de los 4 últimos dedos [40]	27
Figura 1.4: Movimientos del pulgar a) abducción; b) aducción; c) extensión; d) flexión; e y f) oposición	27
Figura 1.5: Dispositivos para rehabilitación para dedos basados en robótica convencional. a) Ertas et al. [42], b) Hand of Hope [43], c) Hexorr [44], d) Mulas et al. [45], e) PowerGrip [46] y f) RutgersMaster II [47]	29
Figura 1.6: Dispositivos para rehabilitación para dedos basados en robótica blanda. a) Polygerinos et al. (2013) [82], b) Polygerinos et al. (2015) [65], c) Yap et al. (2015) [68], d) Yap et al. (2016) [83] y e) Gloreha [84]	32
Figura 2.1: Sección transversal de actuadores blandos: reposo y accionado para a) Actuadores de tensión longitudinal, b) Actuadores de tensión transversal, c) Actuadores fluídicos elastoméricos recubiertos de fibras y d) Actuadores fluídicos elastoméricos de varias cámaras internas. Adaptado de [85]	36
Figura 2.2: Actuador rotacional accionado, usado como articulaciones de sujetador [88] ..	37
Figura 2.3: Actuador rotacional blando, sin aplicación existente [89] en reposo y accionado	38
Figura 2.4: Actuador desarrollado en UTEC en reposo y accionado [66]	38
Figura 2.5: Gráfica Esfuerzo vs Deformación del acero. Adaptado de [92]	41
Figura 2.6: Función densidad de energía para materiales elásticos como el acero [93]	42
Figura 2.7: Comportamiento de material linealmente elástico y material hiperelástico [93]	42

Figura 2.8: Comportamiento de un material viscoelástico [93]	43
Figura 2.9: Molde utilizado para la fabricación de las probetas para el ensayo de tracción	46
Figura 2.10: Probetas enumeradas del material RTV 1520 luego del ensayo de tracción ..	47
Figura 2.11: Deslizamiento de la probeta en el ensayo de tracción	49
Figura 2.12: Esfuerzo a la rotura promedio de la silicona RTV 1520 vs % de vacío	49
Figura 2.13: Deformación máxima promedio de la silicona RTV 1520 vs % de vacío	50
Figura 2.14: Relación de esfuerzo deformación respecto del tipo de material (2da prueba)	51
Figura 2.15: Esfuerzo a la rotura promedio respecto al tipo de material en la segunda prueba de tracción (5 probetas ensayadas por cada material)	52
Figura 2.16: Deformación máxima promedio respecto al tipo de material en la segunda prueba de tracción (5 probetas ensayadas por cada material)	52
Figura 2.17: Diagrama de flujo del proceso de fabricación	53
Figura 2.18: Parte A y B del caucho de silicona RTV 1520 de distribución nacional [100]	54
Figura 2.19: Requerimientos de diseño del actuador blando.....	55
Figura 2.20: Curvas de esfuerzo deformación para la piel humana, de cerdo, y rata [102] .	56
Figura 2.21: Especificaciones del actuador de referencia, adaptado de [104]	57
Figura 2.22: Sección transversal de la primera idea de diseño del actuador rotacional, (medidas en grados y milímetros)	58
Figura 2.23: Primer actuador fabricado con medidas iniciales, unidades en milímetros y grados	58
Figura 2.24: Detalle de la pieza 1 del molde para el cuerpo del actuador blando.....	59
Figura 2.25: Detalle de la pieza 2 y 3 del molde para el cuerpo del actuador blando	60
Figura 2.26: Ensamble final del molde para el cuerpo del actuador blando	60
Figura 2.27: Detalle de la pieza 4 para la base del actuador, junto con el cuerpo del actuador y el actuador sellado	61
Figura 2.28: Detalle de la pieza 5 que genera el ducto para la entrada de aire	61
Figura 2.29: Parámetros geométricos del actuador; espesor de pared (t_1 , t_2 y t_3); largo del actuador (l); ancho del actuador ($2h$); número de cámaras (A, B y C); ángulo inicial (ϕ); ancho de cámara (w); y espesor de base (e).	62

Figura 2.30: Ajuste de curva realizado con los datos de la prueba de tracción (puntos azules) a la curva uniaxial obtenida por el modelo matemático hiperelástico Money-Rivlin de 3 parámetros en el software ANSYS, curvas de esfuerzo biaxial y cortante (roja y verde respectivamente) obtenidas a partir del modelo hiperelástico ajustado	63
Figura 2.31: Parámetros C10, C01, C11 y D1 para el modelo hiperelástico Money-Rivlin de 3 parámetros	64
Figura 2.32: Vista en corte de los perfiles de los actuadores de a) 2, b) 3, c) 4 y d) 5 cámaras tomados como caso de estudio para la simulación por elementos finitos	64
Figura 2.33: Resultados de apertura angular entre los diferentes casos de estudio para 2, 3, 4 y 5 cámaras, para una presión interna de 75 kPa y variando el largo entre 38 mm y 50 mm (línea sólida y punteada respectivamente).....	65
Figura 2.34: Primera versión de la férula en posición funcional. a) Vista de frente de la férula, b) Vista isométrica, c) Vista lateral, d) Vista trasera, y e) Mano posicionada y sujeta en la férula mediante neopreno.....	67
Figura 2.35: Configuración de la segunda versión de la férula para el apoyo en el movimiento de los dedos índice y medio. a) Pieza mayor de la férula, b) Pieza media desmontable de la férula, c) Ensamble final, d) Férula ensamblada con apoyo para el antebrazo, y e) Mano posicionada y sujeta en la férula mediante neopreno	68
Figura 2.36: Configuración de la segunda versión de la férula para el movimiento de oposición del pulgar. a) Pieza mayor de la férula, b) Pieza menor desmontable de la férula, c) Ensamble final visto desde atrás del ensamble con la pieza menor resaltada en rojo, d) Férula ensamblada, y e) Mano posicionada y sujeta en la férula mediante neopreno..	69
Figura 3.1: Amplitud alcanzada por los actuadores de 3 y 4 cámaras.....	71
Figura 3.2: Gráfica de ángulo vs presión para los tres actuadores estudiados	72
Figura 3.3: Módulo para la medición de fuerza ejercida por el actuador	73
Figura 3.4: Sensor de presión ASDXAVX100PGAA5 de la marca Honeywell.....	73
Figura 3.5: Relación de fuerza y presión interna para el actuador de 4 cámaras con espesor de pared de 1.5mm.....	74
Figura 3.6: Modos de falla de los actuadores pintados de negro. a) Concentración de esfuerzos entre las cámaras por donde se ha propagado la falla, b) Rotura luego de la	

prueba de fatiga del actuador por un mal proceso de fabricación y concentración de esfuerzos	76
Figura 4.1: Sistema electroneumático usado para el accionamiento del actuador blando ...	80
Figura 4.2: Guante con sensor de deformación fijado para el dedo índice	80
Figura 4.3: Interface del juego. a) Introducción del juego, b) Estado inicial del juego, c) Lanzamiento del balón luego de haberse superado el rango máximo de la calibración y d) Balón de básquet encestado para regresar al estado inicial del juego	81
Figura 4.4: Dispositivo de rehabilitación integrado con el juego, férula, actuadores y sistema electroneumático portátil	82
Figura 4.5: Diagrama de bloques del funcionamiento del dispositivo de rehabilitación	84
Figura 4.6: Prueba de movimiento pasivo continuo con el paciente para los dedos índice y medio	86
Figura 4.7: Movimiento hasta el rango máximo de la articulación metacarpofalángica del paciente guiada por el actuador de los dedos índice y medio.....	86
Figura 4.8: Movimiento de extensión del pulgar guiado por el dispositivo	87

ÍNDICE DE ANEXOS

	Pág.
Anexo 1: Resultados de las simulaciones.....	103
Anexo 2: Gráficas de fuerza vs presión interna	104
Anexo 3: Código interface Arduino con Processing	105
Anexo 4: Código del juego en Processing.....	107

INTRODUCCIÓN

Dentro de la complejidad del cuerpo humano, la mano representa uno de los pilares de nuestro desarrollo; por lo que al estar inhabilitada constituye una gran merma en nuestras funciones diarias. Este hecho afecta nuestra relación con el entorno y la sociedad. La parálisis es una de las principales causas de esta inhabilitación la cual deriva en una discapacidad muy grave. Una de las principales causas de parálisis en el mundo es la Enfermedad Cerebro Vascular, debido a su alto grado de incidencia, sobre todo en países en desarrollo; además de ser una de las primeras causas de muerte en el mundo. El panorama para los sobrevivientes a esta enfermedad se ve agravado por las secuelas propias de la misma. Se muestra como principal consecuencia a la hemiplejia que restringe el movimiento de brazo y pierna de la mitad izquierda o derecha del cuerpo; como segundo agravante se vislumbra la brecha en el Perú sobre el acceso a servicios médicos de calidad, y se agudiza aún más con los pocos servicios de rehabilitación, muy importantes para poder superar y/o mitigar las consecuencias antes mencionadas. El problema recae entonces en la gran demanda y poca oferta de los procesos de rehabilitación, así como la falta de tecnología en cuanto al uso y desarrollo de dispositivos especializados para rehabilitación en el país.

Durante los últimos años, en el mundo, se han llevado a cabo avances respecto a dispositivos que apoyan el proceso de rehabilitación así también se ha afianzado enfoques como la neuroplasticidad y uso de dispositivos robóticos basados en robótica blanda. La robótica blanda ha redefinido el concepto convencional de dispositivos y robots rígidos con sus mecanismos blandos. Éstos han demostrado tener potencial, entre otras aplicaciones, para el uso en el contacto físico entre hombre-robot como dispositivos de rehabilitación debido a las prestaciones que ofrecen como liviandad, baja dureza, adaptabilidad a la superficie, buena relación peso-potencia y bajo costo; además está presente ya en distintos prototipos, productos y aplicaciones muy variadas no solo en el campo de asistencia humana.

El objetivo entonces es diseñar un dispositivo robótico de rehabilitación utilizando actuadores blandos, el cual debe estar enfocado para su uso en la mano, y que pueda mejorar la calidad del proceso de rehabilitación en los pacientes, al aprovechar todas las prestaciones mencionados de la robótica blanda minimizando el uso de componentes rígidos y maximizando el confort y adaptabilidad sin perder funcionalidad.

El siguiente trabajo comprende el diseño, fabricación e implementación de un dispositivo para rehabilitación de mano hemipléjica basado en actuadores blandos. El dispositivo está compuesto por una férula de material plástico ABS (impresión 3D, método FFF), actuadores blandos fabricados con silicona (Silicona RTV 1520), un sistema electro-neumático, y un juego serio que tiene como finalidad motivar al paciente durante todo el proceso.

Este trabajo se compone de cuatro capítulos como siguen: el primer capítulo describe los antecedentes y estado del arte; el segundo capítulo trata sobre la robótica blanda y el diseño del actuador blando rotacional, el cual comprende la metodología de fabricación, las pruebas hechas al material de silicona y los requerimientos de diseño; en el tercer capítulo se realiza un discusión a partir de las pruebas hechas para la caracterización de los actuadores blandos rotacionales obtenidos; en el cuarto capítulo se presenta el sistema de accionamiento usado, la integración del dispositivo con el juego y la validación del mismo con un paciente; para terminar se presentan las conclusiones generales del presente trabajo.

CAPÍTULO I

ANTECEDENTES Y ESTADO DEL ARTE

1.1 Discapacidad en el mundo

Según el “Informe Mundial sobre la Discapacidad” de la Organización Mundial de la Salud [1], se estimó que mil millones de personas en el mundo viven con algún tipo de discapacidad (15% de la población según cifras obtenidas para el año 2010), además señala una serie de obstáculos que estas personas deben enfrentar. Entre estos obstáculos se encuentran las políticas y normativas insuficientes para discapacitados; problemas con los servicios de salud que se prestan, con personal no calificado, insuficiente y malas condiciones en los procesos de rehabilitación; etc.

Es preciso entonces definir lo que es la discapacidad, según el “Australian Institute of Health and Welfare” [2] basado en “La Clasificación Internacional del Funcionamiento, de la Discapacidad y de la Salud” [3], provee una definición para el término de discapacidad el cual hace referencia a cualquier impedimento, limitación en la actividad o restricción en la participación debido a problemas en el funcionamiento o estructura de nuestro cuerpo, dificultades en la ejecución de actividades, y problemas que un individuo puede tener en actividades de la vida diaria.

Como clasificación de las discapacidades, se tiene a la discapacidad física (motora o motriz), sensorial, mental, cognitivo-intelectual, psicosocial y laboral [4] [5]. De esta clasificación, la discapacidad física es la que mayor incidencia muestra en países latinoamericanos. En México el 58.3% de las personas con discapacidad sufre de alguna limitación para caminar o moverse [6]. En Chile aproximadamente el 46.38% del universo global de personas con discapacidad presentan alguna dificultad motora [7]. En Argentina, la mayoría de personas con certificados únicos de discapacidad presentan el tipo de

discapacidad mental (39.6%), motora (33.25%) y motora-mental (42.03%) [8]. En Brasil un poco más de 13 millones de personas sufren de discapacidad motora (29.08% del total identificado de discapacitados), superado solamente por la discapacidad visual [9]. En Bolivia, 34% de la población discapacitada, sufre de discapacidad físico-motora [10].

El panorama en el Perú no es muy distinto, según la Encuesta Nacional Especializada sobre Discapacidad (ENEDIS) [11], se estimó que 1 millón 575 mil 402 personas padecen de alguna discapacidad, las que representan el 5.2% de la población total, de este segmento, el 59.2% presenta discapacidad motora, pero solo el 11.4% ha recibido terapia física [12]. En el primer trimestre del 2016, el Instituto Nacional de Rehabilitación registró 35667 atenciones en terapia física y 11529 en terapia ocupacional [13]; y en el primer semestre del 2016, 196640 entre evaluación, reevaluación, terapia física individual y grupal fueron atendidos; así mismo, 52530 personas para terapia ocupacional [14]. Estos datos muestran que hay un amplio margen de personas con discapacidad motora que no reciben la rehabilitación necesaria (826317 personas). De igual manera los servicios ofrecidos en otras entidades, en su mayoría privadas, no son asequibles para la gran cantidad de afectados por discapacidad motora [15].

1.2 Discapacidad motora y enfermedad cerebro vascular

La discapacidad motora como tal puede surgir de diversas formas, en su mayoría proviene de trastornos neurológicos como el Alzheimer, Epilepsia, Enfermedad Cerebro Vascular, Lesiones en la médula espinal, Tumores, Esclerosis múltiple y Parkinson [16] [17]. De todos ellos, la Enfermedad Cerebro Vascular (llamada también ECV, ictus o ACV) tiene mayor relevancia debido a que es la principal causa de discapacidad en el mundo [18]. La ECV consiste en la obstrucción parcial del flujo de sangre que llega al y la consecuente muerte de células cerebrales y neuronas. El grado de afectación al paciente depende de la rapidez con la que se actué frente a la sintomatología inicial de la enfermedad cerebro vascular. Los síntomas más frecuentes antes de un ictus pueden ser dificultad para deglutir,

dolor de cabeza, mareos, debilidad o entumecimiento de las extremidades de una mitad del cuerpo, pérdida del habla o dificultad para hablar, amnesia temporal, etc.).

Una serie de estudios realizados en la capital demuestran que existe una tasa de mortalidad entre el 5 y 20% en hospitales de Lima [19] [20]. Estas investigaciones, aunque no concluyentes, muestra un alto índice de supervivencia de pacientes que presentarían secuelas físicas y mentales. Así mismo, para los países en los que existe registro de la tasa de mortalidad, muestran un índice de mortalidad no sobrepasa el 30% [21] [22]. Una de las principales consecuencias fisiológicas, en el grueso de los sobrevivientes, sería la hemiplejia [23]; por lo que la rehabilitación es crucial para la reinserción y superación de dicho estado de invalidez.

1.3 Hemiplejia y técnicas de rehabilitación en la extremidad superior

La hemiplejia como consecuencia fisiológica directa de la Enfermedad Cerebro Vascular guiará el enfoque de este trabajo. La ECV es una de las causas más comunes de hemiplejía, sin embargo, no es la única, existen otros motivos que desencadenan esta parálisis como trombosis arterial, embolismo arterial, tumores cerebrales, intoxicaciones, infecciones e histerismo. Esta condición consiste en la parálisis de la mitad del cuerpo (izquierdo o derecho).

De ambas extremidades (inferior y superior) afectadas por la hemiplejia, la extremidad superior es la más afectada y la que presenta un mayor reto en la rehabilitación [24] [25]. Aunque se debe aplicar una rehabilitación en conjunto a toda la extremidad superior, se distingue a la mano por ser la que presenta mayor injerencia directa en nuestras actividades diarias así mismo también presenta una mayor complejidad por el número de movimientos que posee. Finalmente, el pronóstico de qué tan difícil será la recuperación tiene como predictor principal el grado inicial de afectación en el movimiento; entonces la etapa inicial o fase ictus implica qué tan adverso será el pronóstico para la recuperación motora subsecuente [26].

Brunnstrom define 7 etapas en la recuperación motora del paciente post ECV, las cuales son descritas en la Tabla 1.1 [27]. Esta clasificación sirve para explicar en qué condición de funcionalidad motora se encuentra el paciente hemipléjico, por lo que también aplica para ser usada como una evaluación de la mano. Esto permite evaluar el progreso en el proceso de rehabilitación de pacientes. Dicha clasificación es un indicador clave para los especialistas y necesaria para definir a qué etapas de recuperación motora puede hacerle frente el dispositivo a diseñarse.

Tabla 1.1: Definición de las etapas de la recuperación motora según la evaluación de Brunnstrom (Etapas Brunnstrom) [27]

Etapa	Descripción
1	Parálisis flácida presente. El movimiento activo no puede ser obtenido por reflejo con un estímulo facilitador o voluntad propia
2	La espasticidad está presente y se siente como una resistencia al movimiento pasivo. No hay movimiento voluntario, pero un estímulo facilitador provoca las sinergias de las extremidades por reflejo. Estas sinergias de las extremidades consisten en movimientos estereotipados flexores y extensores.
3	La espasticidad es marcada. Los movimientos sinérgicos se pueden provocar voluntariamente
4	La espasticidad disminuye y los patrones de sinergia pueden ser revertidos si el movimiento es realizado en la primera sinergia débil
5	La espasticidad se reduce mucho más lo que es evidente en los rangos de amplitud de movimiento. Los patrones de sinergia pueden ser revisados aun incluso si el movimiento es realizado en la primera sinergia más fuerte
6	La coordinación y patrones de movimientos son muy cercanos a los normales. Ya no hay espasticidad como resistencia a los movimientos pasivos. Los patrones anormales de movimiento pueden aparecer si es que se realizan acciones rápidas o complejas.
7	Es posible realizar una variedad de movimientos complejos con una respuesta normal, coordinación, fuerza y resistencia

Desde hace varios años se ha estudiado el enfoque de cómo manipular la notable capacidad de adaptación del cerebro (neuroplasticidad) en respuesta a diferentes formas de aumentar el aprendizaje motor (tareas específicas repetitivas, asistencia robótica, fármacos, etc.) [28]. Debido a esto, la neuroplasticidad ha tenido resultados que demuestran que la corteza motora del cerebro experimenta modificaciones plásticas continuas, y que por lo general los movimientos repetitivos refuerzan patrones particulares de conexiones neuronales en el cerebro, así también se explica que estos patrones se debilitan si no han sido ejecutados recientemente [29]. Este enfoque ha sido usado para diversos trabajos y dispositivos en los que se investiga rehabilitación de pacientes post ECV [30] [31]. Las diferentes técnicas usadas en el proceso de rehabilitación, se muestran en la Tabla 1.2.

Tabla 1.2: Técnicas usadas en rehabilitación de la extremidad superior de pacientes post ECV

Técnicas	Descripción
Entrenamiento bilateral	El paciente practica las mismas actividades con ambas extremidades superiores de manera simultánea. El uso de la extremidad intacta ayuda a promover la recuperación funcional de la extremidad afectada, a través de los efectos de acoplamiento entre los miembros superiores. La práctica de movimientos bilaterales podría permitir la activación del hemisferio intacto para facilitar la activación del hemisferio dañado a través de la redes neuronales conectadas al cuerpo calloso [32].
Entrenamiento de fuerza	Con ejercicios en oposición al movimiento, el entrenamiento de fuerza mejora la masa muscular. En un periodo menor a dos meses se pueden apreciar cambios morfológicos notables. [33]
Entrenamiento repetitivo de tareas específicas	Este entrenamiento se basa en dar al paciente una serie de tareas específicas las cuales debe ir repitiendo, en diversas series que son necesarias para que el aprendizaje motor se lleve a cabo. [34]
Entrenamiento sensorio motor y estimulación somato sensorial	Se reporta un déficit en el sistema somato sensorial encargado de producir las modalidades de estímulo. De igual forma el sistema sensorio motor debe ser entrenado. [32]

Estimulación mental	El uso de estimulación mental como medio para mejorar el rendimiento después del accidente cerebrovascular es una adaptación del campo de la psicología del deporte; la técnica ha demostrado que mejora el rendimiento deportivo, cuando se utiliza como un complemento a los métodos de entrenamiento estándar. [32]
Ferulización de la mano	Las férulas se pueden aplicar para lograr diversos resultados, estos incluyen: reducción de la espasticidad, reducción del dolor, mejora en el resultado funcional, prevención de contracturas y edemas [32]
Terapia de restricción-inducción del movimiento CIMT	Se refiere a un nuevo conjunto de técnicas de rehabilitación diseñados para reducir los déficits funcionales en la extremidad superior más afectada de sobrevivientes de ECV. Las dos características principales de la CIMT son la restricción en el movimiento del brazo o mano no afectada y el aumento de la práctica y uso del brazo o mano afectada [32]
Entrenamiento con robots	El entrenamiento asistido por robots ha demostrado tener un gran efecto positivo con los pacientes, consiste en el uso de dispositivos robóticos para apoyar al terapeuta y complementar el proceso de rehabilitación. [35]
Medicación	Consiste en estimular a los pacientes con fármacos y así generar una respuesta de ciertos neurotransmisores centrales que generan una mejor respuesta motora [36] también se vienen investigando el uso de medicina herbaria china para el tratamiento de pacientes luego del ictus [37]

De las técnicas expuestas en la Tabla 1.2, se ha identificado las dos más resaltantes debido a sus resultados favorables en los pacientes, estas son el entrenamiento repetitivo de tareas específicas y el entrenamiento con robots. Basado en estas dos técnicas, el dispositivo robótico tendrá como base un entrenamiento repetitivo apoyado por los actuadores blandos que se desarrollarán en el Capítulo 2.

1.4 Características de la mano

La mano tiene dos funciones principales, la primera es ser el órgano ejecutor de diversas acciones cuya principal facultad es la prensión, en segundo lugar, genera un vínculo con nuestro entorno al ser un receptor sensorial muy sensible. Pero lo verdaderamente significativo es la asociación mano-cerebro lo que ha permitido que no solo el cerebro conduzca a la mano, sino también la mano modifique al cerebro a lo largo de la historia, debido a esto hemos podido prevalecer sobre otras especies, modificar la naturaleza y sobre todo, evolucionar [38].

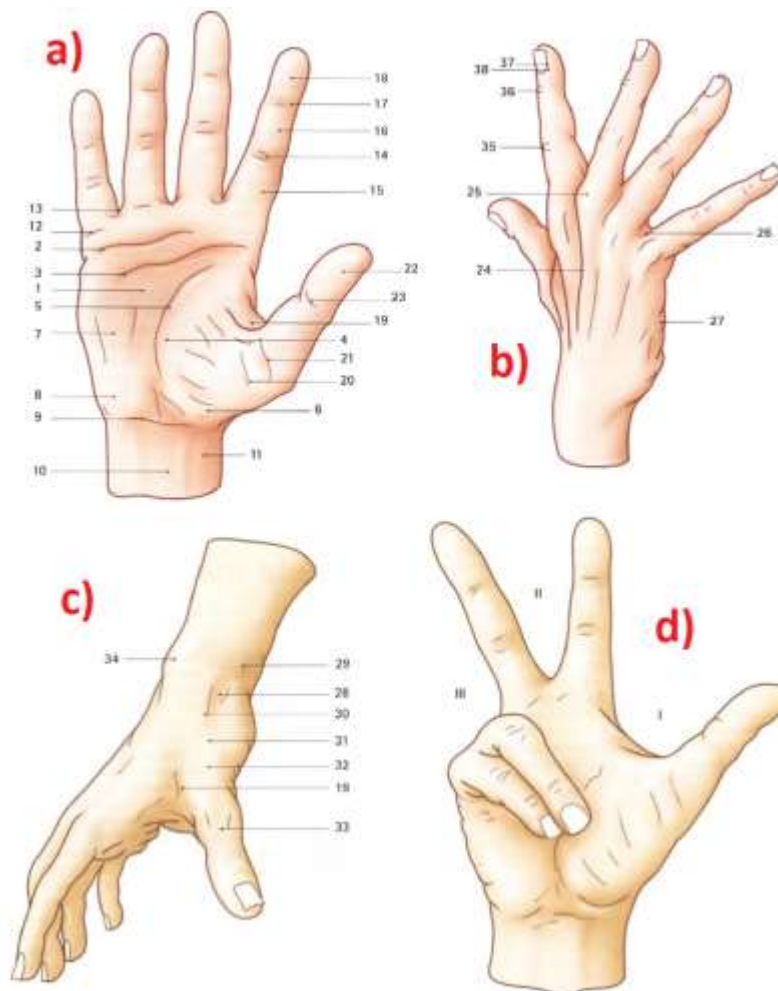


Figura 1.1: Vistas de la mano a) Palmar; b) Lateral interna y c) lateral externa; también se hace una d) división de zonas por zonas (I: Zona del pulgar; II: Zona de las pinzas; III Zona de los alcances) [38]

Tabla 1.3: Partes enumeradas de la mano en la Figura 1.1 [38]

1	Palma	14	Pliegue digital proximal	27	Borde interno cubital
2	Pliegue palmar inferior	15	Primera falange	28	Hueco de la tabaquera anatómica
3	Pliegue palmar medio	16	Segunda falange	29	Apófisis estiloides radial
4	Eminencia tenar	17	Pliegue digital distal	30	Músculo extensor largo del pulgar
5	Pliegue palmar superior	18	Pulpejo	31	Articulación Trapezometacarpiana
6	Talón de la eminencia tenar	19	Comisura del pulgar	32	Metacarpiano del pulgar
7	Eminencia hipotenar	20	Pliegue (doble) de la articulación Metacarpofalángica	33	Articulación Metacarpofalángica (del pulgar)
8	Músculo palmar corto	21	Pliegue proximal de la articulación Metacarpofalángica	34	Prominencia de la cabeza cubital
9	Continuación de la muñeca	22	Pulpejo (del pulgar)	35	Articulación Interfalángica proximal
10	Músculo flexor radial del carpo	23	Pliegue palmar distal	36	Articulación Interfalángica distal
11	Corredera del pulso	24	Músculos extensores	37	Limbo periungueal
12	pliegue digital-palmar	25	Cabezas metacarpianas	38	Matriz Ungueal
13	Cuarta comisura	26	Pliegue de la comisura		

1.4.1 Huesos y articulaciones de la mano

La mano está constituida por 27 huesos, como se muestra en la Figura 1.2, hay 3 grupos importantes de huesos que son el carpo, los metacarpianos (estos dos forman el macizo carpiano) y las falanges, los huesos del carpo son los indicados por letras mayúsculas (Escafoides, Semilunar, Piramidal, Psiforme, Ganchoso, Grande (R), Trapecio y Trapezoide (Z)), los metacarpianos son los huesos enumerados del 1 al 5, y las falanges son los huesos restantes sin distinción en la Figura 1.2, el número 1 corresponde al pulgar el cual solo tiene dos falanges, los siguientes dedos (2, 3, 4 y 5) corresponden al índice, medio, anular y meñique en ese orden y cuentan con 3 falanges cada uno.

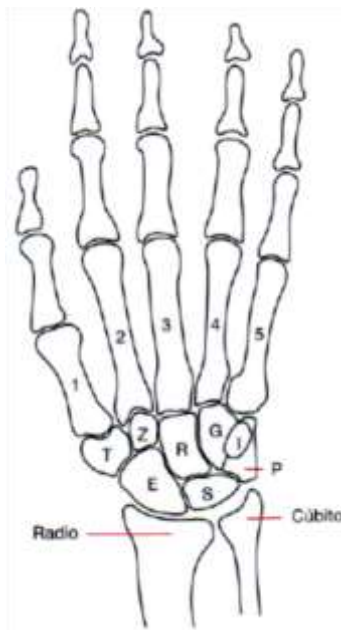


Figura 1.2: Huesos de la mano y la muñeca. [39]

Como se puede observar en la

Tabla 1.4, se enlistan los grados de libertad y el movimiento que pueden realizar las articulaciones de la mano.

Tabla 1.4: Grados de libertad y rango de movimiento de las articulaciones de la mano [38] [40]

Ítem	Articulación	Grados de libertad	Flexión (°)	Extensión (°)	Abducción-aducción(°)
Dedos	Interfalángica distal	1	90	Nula	Nula
	Interfalángica proximal	1	90	Nula	Nula
	Metacarpofalángica	2	90	30-40	30
Pulgar	Interfalángica	1	75-80	5-10	Nula
	Metacarpofalángica	2	75-80	Nula	Nula
	Carpometacarpiana	2	50-90°*		40-50°

(*) Rango total de movimiento en el eje transversal, conocido como antepulsión-retropulsión

De las zonas presentadas en la Figura 1.1d), las de mayor funcionalidad serían la zona del pulgar y de pinzas. Los movimientos más importantes realizados por la mano, vendrían

a ser los de extensión y flexión de la articulación metacarpofalángica de los dedos 2 y 3 (ver Figura 1.3), así como el movimiento de oposición del dedo pulgar (ver Figura 1.4).

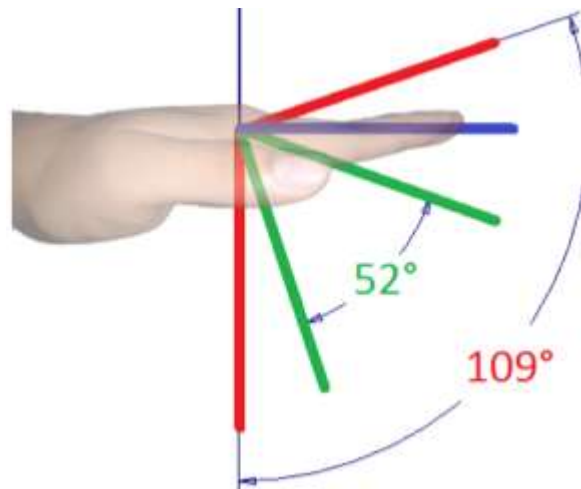


Figura 1.3: Rango de movimiento funcional (52°) y total (104°) de la articulación metacarpofalángica de los 4 últimos dedos [40]

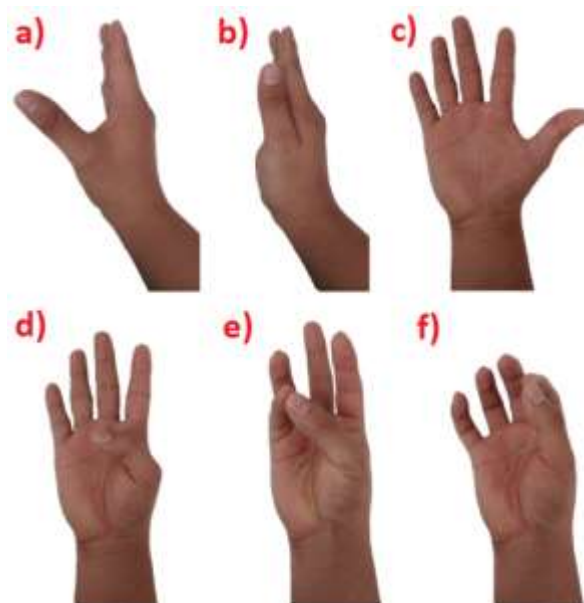


Figura 1.4: Movimientos del pulgar a) abducción; b) aducción; c) extensión; d) flexión; e y f) oposición

Se han presentado características relevantes de la mano a tenerse en cuenta para el diseño del dispositivo, entre estas se han mencionado a las zonas más importantes en la mano

(zona del pulgar y zona de pinza); así como los movimientos articulares de mayor relevancia que son el movimiento de flexión-extensión de la articulación metacarpofalángica, y movimiento de oposición del pulgar.

1.5 Dispositivos de robótica convencional para rehabilitación de la mano

Los dispositivos para rehabilitación de la mano tienen dos enfoques. El primero es un enfoque pasivo en el que el propio dispositivo realiza el movimiento necesario deseado sin intervención del paciente; y un segundo enfoque activo, en el que el paciente es instado a realizar el movimiento mientras que el dispositivo sirve de soporte o ayuda a dicho movimiento. Este segundo enfoque está orientado a la neurorehabilitación como ya se ha discutido anteriormente.

Tabla 1.5: Dispositivos de robótica convencional para la rehabilitación de los dedos de la mano [41]

Nombre o Referencia	Grados de Libertad	Movimientos soportados	Accionamiento
Ertas et al. [42]	1	Las 3 articulaciones de un solo dedo	1 Motor DC
Hand of Hope [43]	5	Movimiento independiente de cada dedo - FE	Motores lineales eléctricos
HEXORR [44]	2	Movimiento de todos los dedos (el movimiento del pulgar es independiente) - FE	1 motor DC y 1 motor AC
Mulas et al. [45]	2	Movimiento de todos los dedos- FE (el movimiento del pulgar es independiente - FE)	2 Servo motores DC
PowerGrip [46]	1	Movimiento del pulgar, índice y medio en conjunto -GR	1 motor DC
RutgersMaster II [47]	4	Movimiento en conjunto de los dedos excepto el meñique - FE	Neumático

FE: Movimiento de flexión-extensión; GR: Movimiento de agarre y liberación

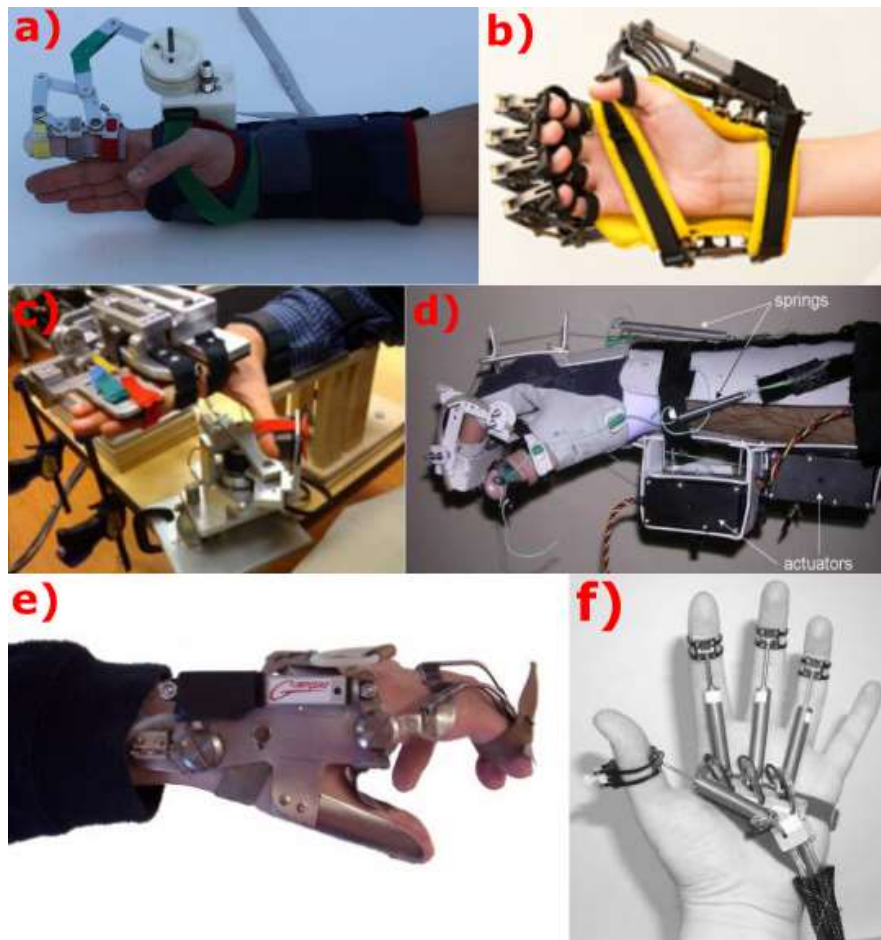


Figura 1.5: Dispositivos para rehabilitación para dedos basados en robótica convencional. a) Ertas et al. [42], b) Hand of Hope [43], c) Hexorr [44], d) Mulas et al. [45], e) PowerGrip [46] y f) RutgersMaster II [47]

En la Figura 1.5 se muestran los dispositivos de rehabilitación para dedos basados en la robótica convencional. Su principal desventaja es la rigidez y densidad de sus componentes, en específico de sus actuadores (motores eléctricos y pistones eléctricos y neumáticos). Por su modo de accionamiento ofrecen una alta precisión, pero que basados en proceso de rehabilitación dicha exactitud en los movimientos pierde sentido; además de esto, un mal funcionamiento o desperfecto en el sistema de control que gobierna estos dispositivos podría comprometer la seguridad del paciente.

Frente a estas desventajas ciertos dispositivos basados en robótica blanda han sido desarrollados y probados como una mejor alternativa a los ya mencionados. La robótica blanda y los dispositivos basados en esta son presentados a continuación.

1.6 Robótica blanda

La robótica blanda ha demostrado un gran avance en los últimos cinco años, y esto se debe básicamente a la diferencia y ventajas que posee en relación a la robótica convencional. Para entender mejor lo que es la robótica blanda (softrobotics en inglés) es preciso definir qué es un “robot blando” o “soft-robot”, según Medina et al. [48] El término soft-robot está siendo utilizado para identificar a “robots con características constitutivas no convencionales”; estas características no convencionales son las de no rigidez debido a que la estructura del robot está hecha de materiales deformables y flexibles como silicona y textiles, así como de componentes mecánicos poco rígidos como cables y resortes.

Se toma distancia de los robots convencionales los cuales ofrecen rapidez y robustez, pero una interacción humano-dispositivo poco agradable con los usuarios y/o el entorno en general. Las principales características de los robots blandos son la suavidad y el confort [49], como ejemplos se puede tener robots o dispositivos como exoesqueletos no restringidos por uniones rígidas (wearables) [50] [51] [52], robots con recubrimientos blandos [53], robots con elementos flexibles así como dispositivos que presentan actuación/transmisión flexible [54] [55] [56], manipuladores accionados por cables [57] y actuadores con rigidez variable [58]

Por otra parte, Majidi et al. [59] propone que el concepto de “soft” (blando) haga referencia a robots íntegramente blandos, hechos de materiales cuyos módulos de elasticidad se encuentran en el orden de $10^2 - 10^6$ Pascales (En este rango se puede encontrar a la piel humana), lo que marca una gran diferencia con los robots rígidos (como ejemplo se muestra el módulo de elasticidad del acero 200×10^9 Pascales). Es por eso que el uso de estos materiales, y sobre todo las características que éstos confieren a los dispositivos ha propiciado que diferentes áreas como la mecatrónica, ingeniería biomédica, la biomecánica, ciencia de los materiales, física de la materia suave e inteligencia artificial se interesen en la robótica blanda [49].

Tabla 1.6: Diferencias entre tipos de robots [60]

Características	Robots rígidos	Robots redundantes	Robots continuos rígidos	Robots blandos
Grados de libertad	Pocos	Muchos	Infinitos	Infinitos
Deformación	Ninguna	Ninguna	Baja	Alta
Precisión	Muy alta	Alta	Alta	Baja
Seguros para su entorno	Bajo	Bajo	Medio	Alto
Flexibilidad	Baja	Alta	Alta	Alta
Respuesta frente obstáculos (Adaptabilidad)	Ninguna	Buena	Media	Muy Buena
Control	Fácil	Medio	Difícil	Difícil
Posicionamiento	Fácil	Medio	Difícil	Difícil

1.6.1 Aplicaciones de la robótica blanda

Las aplicaciones donde se puede encontrar a la robótica blanda son muy variadas. La aplicación más representativa sería de sujetadores (grippers) [61] [62] [63]; también han tenido una gran impacto en aplicaciones de asistencia médica como rehabilitación [64] [65] [66] y exoesqueletos (wearables) [67] [68] [69], robots biomiméticos [70] [71] [72] [73], sensores [74] [75] [76] [77], robots exploradores [78] [79], cirugía [80], y otras aplicaciones [81].

1.6.2 Dispositivos de robótica blanda para rehabilitación de la mano

Tabla 1.7: Dispositivos de robótica blanda para la rehabilitación de los dedos de la mano [41]

Nombre o Referencia	Grados de Libertad	Movimientos soportados	Accionamiento
Polygerinos et al. (2013) [82]	5	Movimiento de flexión de los dedos	Hidráulico (agua)

Polygerinos et al. (2015) [65]	5	Movimiento de flexión de los dedos	Neumático
Yap et al. (2015) [68]	5	Movimiento de flexión de los dedos	Neumático
Yap et al (2016) [83]	5	Movimiento de extensión de los dedos	Neumático
Gloreha [84] de Idrogenet s.r.l.	5	Movimiento pasivo independiente de cada dedo	5 Motores AC



Figura 1.6: Dispositivos para rehabilitación para dedos basados en robótica blanda. a) Polygerinos et al. (2013) [82], b) Polygerinos et al. (2015) [65], c) Yap et al. (2015) [68], d) Yap et al. (2016) [83] y e) Gloreha [84]

En la Figura 1.6 se muestran los dispositivos de rehabilitación para dedos basados en la robótica blanda. A diferencia de los anteriores dispositivos, estos no ofrecen una buena exactitud en sus movimientos, pero dicha precisión es prescindible. Se resaltan en ellos su adaptabilidad, ligereza y simpleza de accionamiento, así como un mayor confort en el contacto con el paciente. La mayoría de estos dispositivos usan actuadores blandos (a excepción del guante Gloreha, que es accionado por cables), siendo estos fundamentales para el accionamiento de estos dispositivos tipo guantes. Como brecha entre estos dispositivos se ha encontrado que la mayoría de estos dispositivos están enfocados en la prensión o movimiento de agarre (flexión de los dedos), dejando de lado el otro movimiento más importante en la mano que sería el de extensión (excepto Yap et al. (2016) y Gloreha), por lo que se buscaría con el diseño del dispositivo planteado en este trabajo trabajar el movimiento de extensión con actuadores blandos.

1.7 Conclusiones

Este capítulo ha contribuido a explicar el panorama y problemática actual. Los altos índices de discapacidad motriz que existe en Latinoamérica y en nuestro país, tienen como principales causantes a la enfermedad cerebro vascular. Al acotar el contexto de esta enfermedad se ha encontrado, una tasa relativamente baja de mortalidad (20%) y de los diversos efectos generados en los sobrevivientes, la principal consecuencia fisiológica sería la hemiplejía. Esta condición genera parálisis en la extremidad superior e inferior de una de las mitades del cuerpo; y como principal reto se ha identificado el proceso de rehabilitación de la mano debido a su funcionalidad e implicancia en nuestras actividades diarias. Así mismo se identificó a los dedos pulgar, índice y medio junto a los movimientos de oposición para el pulgar y flexo-extensión de la articulación metacarpofalángica para los dedos índice y medio, como los movimientos más importantes de la mano.

Se identificaron los diferentes dispositivos para rehabilitación de los dedos, comparados los dispositivos basados en la robótica convencional frente a los de robótica blanda, se ha encontrado una gran ventaja en estos últimos debido a sus mejores

características ergonómicas en sacrificio de la precisión del primero, esta última característica no es determinante en la rehabilitación.

Este panorama actual y necesidad de dispositivos robóticos en el contexto peruano incita al diseño de un dispositivo basado en actuadores blandos para poder ayudar en el proceso de rehabilitación de la gran cantidad de personas que sufre de discapacidad motora, específicamente en la mano, y así poder aligerar la carga de los ya altamente demandados especialistas en rehabilitación.

CAPÍTULO II

DISEÑO MECÁNICO DEL ACTUADOR BLANDO

2.1 Actuadores blandos

Un actuador es aquel dispositivo o componente mecánico que genera el movimiento y fuerza para llevar a cabo una tarea específica. Dependiendo de la aplicación, especificaciones y funcionamiento, se tiene un diverso número de posibilidades en cuanto a actuadores, dependiendo de su principio de accionamiento, estos pueden ser

- Neumático e hidráulico
- Electromagnetismo y electrostática
- Piezoelectricidad
- Electrostricción y magnetostricción
- Aleaciones y polímeros con memoria de forma (shape memory alloys)

Existe para grandes desplazamientos, además, una diversidad de actuadores accionados hidráulica o neumáticamente, conocidos como Fluidic Elastomeric Actuators (FEA) o Actuadores Elastoméricos Fluídicos [85]. Estos actuadores han demostrado una gran aceptación y difundido uso ya que reemplazan los polímeros electroactivos por cauchos de silicona, lo que los hace económicamente más viables.

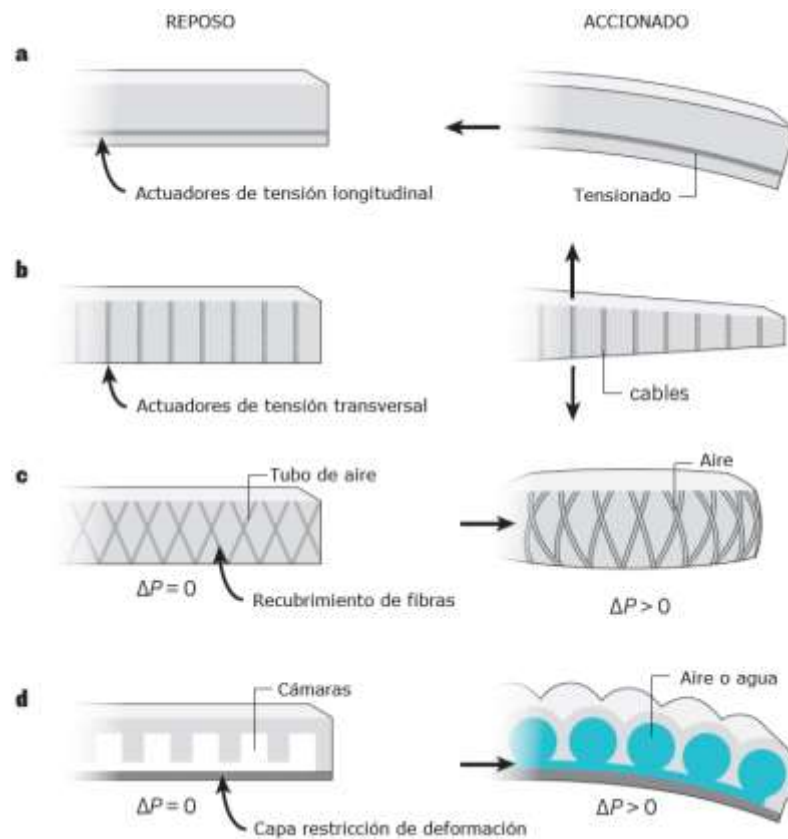


Figura 2.1: Sección transversal de actuadores blandos: reposo y accionado para a) Actuadores de tensión longitudinal, b) Actuadores de tensión transversal, c) Actuadores fluidicos elastomericos recubiertos de fibras y d) Actuadores fluidicos elastomericos de varias camaras internas. Adaptado de [85]

En la Figura 2.1 se puede observar diferentes tipos de actuadores blandos en reposo y accionados, en a) se tienen a los actuadores de tensión longitudinal, los cuales pueden ser accionados por cables o aleaciones con memoria de forma (NiTi, nitinol) [86], de igual manera los actuadores de tensión transversal b) se deforman en dicha orientación. c) Se muestra un actuador fluidico elastomerico con un recubrimiento de fibras las cuales restringen la deformación del actuador en esa dirección al expandirse, y guían el movimiento del actuador; de acuerdo a la orientación de dichas fibras se puede obtener movimiento de flexión, expansión, extensión y torsión [65] [87]. Finalmente, d) muestra la configuración de actuación rápida denominada PneuNets (pneumatic networks) los cuales reproducen el movimiento de flexión mediante el empuje entre cámaras ayudados por la capa inelástica en la base de estos actuadores que restringe la deformación en esa zona. Pueden ser accionados

por agua o aire. Los actuadores con esta configuración han sido utilizados para aumentar la fuerza de agarre en manos con flacidez [82] y sujetadores para muestras biológicas en arrecifes [61].

2.1.1 Actuadores blandos rotacionales

Dentro de los actuadores elastoméricos fluídicos se tienen los que reproducen movimientos de flexión, torsión, estiramiento o alargamiento, expansión, acortamiento y rotacionales. Se procede a presentar a los actuadores rotacionales existentes desarrollados hasta ahora debido a que el actuador diseñado para este trabajo pertenece a dicha categoría. Se han encontrado dos propuestas de actuadores rotacionales blandos. Uno de los actuadores pertenece a Noritsugu et al. [88] quien desarrolla y caracteriza un actuador rotacional, accionado por aire, usado como articulación en tres brazos independientes de un sujetador (ver Figura 2.2) para levantar objetos pequeños. El actuador fabricado con caucho de silicona ha sido reforzado con hilos en la dirección radial para restringir su deformación en la misma, cuenta con una apertura inicial de 50° y alcanza los 85° con una presión interna de 40 kPa.

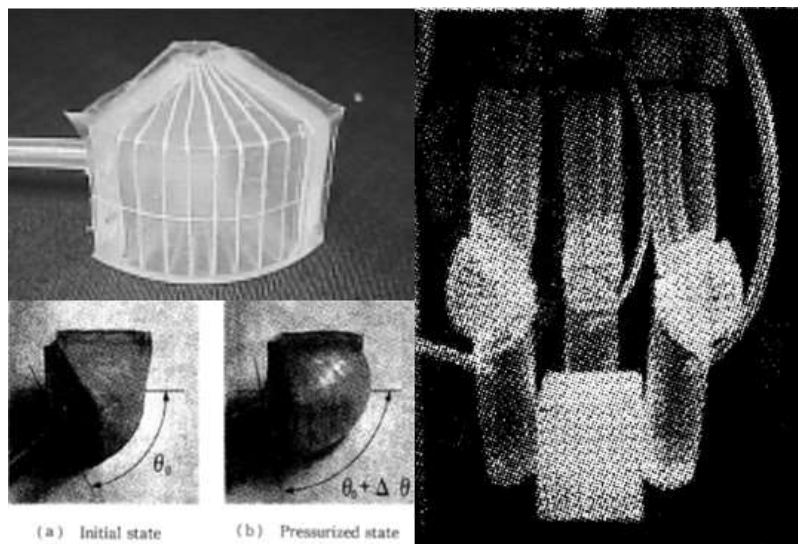


Figura 2.2: Actuador rotacional accionado, usado como articulaciones de sujetador [88]

Por otro lado existe el actuador desarrollado por Sun et al. [89], a diferencia del primero, está compuesto por cámaras y los hilos externos son reemplazados por una tela compatible con la silicona (fabric coated), la cual separa las cámaras, es flexible pero

inextensible y disminuye el desplazamiento radial lo que potencia el movimiento angular. La base del actuador es rectangular, la sección transversal de las cámaras superiores tiene forma de región circular con un ángulo de 10 grados, el material usado para su fabricación es el Ecoflex 0030, el cual alcanza deformaciones de hasta 900% respecto de su forma inicial. Se cuenta con la posibilidad de usar más de dos cámaras debido a que cada una de ellas es fabricada independientemente para luego ser pegadas manualmente lo que genera un actuador de mayor amplitud inicial. En la Figura 2.3, el actuador tiene una apertura inicial de 20° y alcanza los 50° a 40 kPa de presión interna.

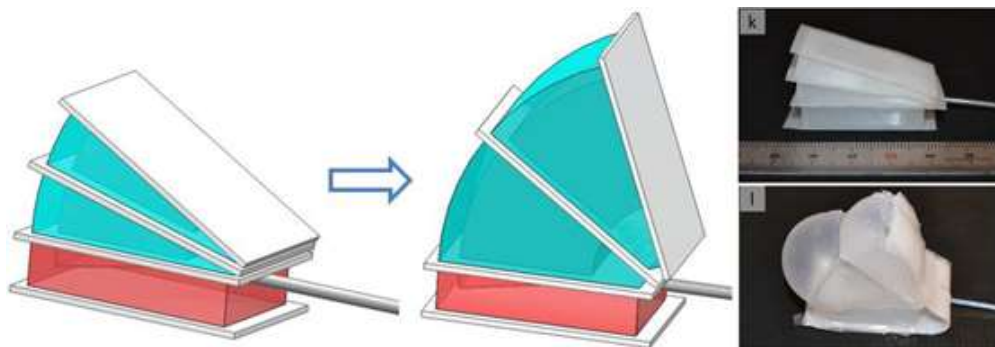


Figura 2.3: Actuador rotacional blando, sin aplicación existente [89] en reposo y accionado

Nuestra contribución es un actuador rotacional blando, el cual está basado en la tecnología PneuNets [90], capaz de lograr una mayor apertura que los actuadores rotacionales existentes así como una mayor rapidez de accionamiento. Está hecho de silicona RTV 1520 para aplicación en la rehabilitación de pacientes con mano hemipléjica.

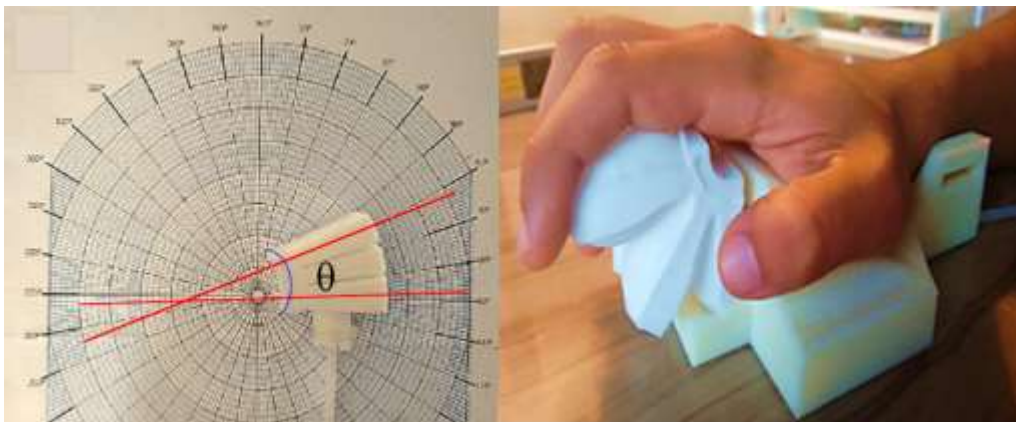


Figura 2.4: Actuador desarrollado en UTEC en reposo y accionado [66]

2.2 Materiales usados en robótica blanda

La robótica blanda ha demostrado una creciente investigación en estos últimos cinco años, esto debido, en gran parte, a las prestaciones y el uso de materiales elásticos y flexibles con los que se fabrican los actuadores blandos. Dichos actuadores presentan propiedades mecánicas interesantes para su uso en determinadas aplicaciones y cuyas prestaciones no se logran con los materiales rígidos convencionales. Algunas características destacables son las de hiperelasticidad y reología, basados en sus grandes deformaciones, lo que se observa en la relación de esfuerzo-deformación, inherente adaptabilidad a cualquier objeto o superficie en contacto además de poder personalizar la geometría de acuerdo a las necesidades de la aplicación. Los antecedentes más relevantes son los músculos artificiales neumáticos estudiados ampliamente desde 1940 [60].

En este capítulo se desarrolla la caracterización del material de caucho de silicona RTV 1520 de la marca “Silika moldes e insumos” de procedencia peruana, este estudio se ha desarrollado para caracterizar el comportamiento de dicho material, bajo el ensayo de tracción uniaxial, debido a que no se cuenta con una ficha técnica de esta silicona y la única propiedad conocida es la del valor de viscosidad (7000 cps). Con esta prueba del material se busca obtener datos experimentales para recrear la curva de esfuerzo deformación y poder usarlo como dato de entrada en el software ANSYS basado en el análisis de elementos finitos. Mediante el programa se identificará el modelo matemático hiperelástico que mejor represente el comportamiento del material y con éste se realizarán las simulaciones necesarias para agilizar el proceso de prueba y error, variando los parámetros geométricos y con esto optimizar el diseño final de los actuadores blandos.

Tabla 2.1: Ventajas y desventajas de los actuadores blandos

Ventajas	Desventajas
<ul style="list-style-type: none">• Ergonomía y confort• Fácilmente personalizables• Buena relación peso/fuerza• Livianidad (Baja densidad)	<ul style="list-style-type: none">• Envejecimiento/degradación• Precisión• Fatiga/Ciclo de vida• Susceptibilidad a cortes

2.2.1 Materiales usados en actuadores elastoméricos fluidicos

Los materiales usados para la fabricación de estos actuadores blandos son los cauchos de silicona, los cuales son elastómeros termoestables cuya principal característica es la de ser flexibles y elásticos además de resistentes a ambientes hostiles y altas temperaturas sin perder sus propiedades.

Tabla 2.2: Tipos de cauchos [91]

Elastómeros	Cauchos naturales	
	Cauchos sintéticos	Estireno-Butadieno (SBR)
		Polibutadieno (BR)
		Isopreno
		Etileno-propileno (EPM-EPDM)
		Isobutileno-isopreno (IIR)
		Cauchos de nitrilo (NBR)
		Policloropreno (neopreno)
		Cauchos fluorados (CFM-FKM)
		Cauchos de silicona (Q)
Termoplásticos		

Dentro de los cauchos de silicona, otro aspecto importante es el de curado o polimerización, existe el curado por adición, y el curado por condensación. En el curado por adición, al agregar catalizador en base a platino no se generan sub-productos por lo que es un proceso más limpio; en la polimerización por condensación, sí se generan sub-productos por la pérdida de moléculas, por lo general de agua, lo que hace que el producto final no conserve totalmente la forma (contracción), y termine con un aspecto aceitoso luego del curado, lo que vuelve a los cauchos de silicona de este tipo de curado no compatibles en procesos donde se requiera inocuidad.

Así mismo, se tienen los cauchos de silicona RTV (Room Temperature Vulcanisation) y HTV (High Temperature Vulcanisation), los cuales realizan el proceso de curado o polimerización a temperatura ambiente (RTV), o altas temperaturas (HTV).

2.2.2 Teoría de hiperelasticidad

Para materiales convencionales como el acero, se tiene el siguiente diagrama de esfuerzo-deformación característico donde se observa una zona elástica (zona de diseño) y donde la relación de esfuerzo respecto de la deformación sigue la siguiente relación lineal:

$$\sigma = E\varepsilon \quad (1)$$

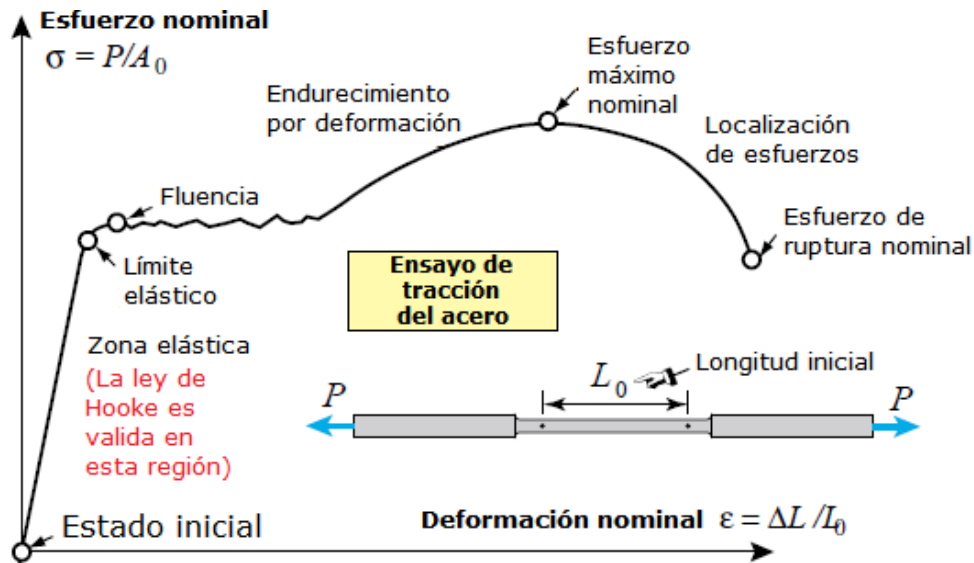


Figura 2.5: Gráfica Esfuerzo vs Deformación del acero. Adaptado de [92]

Sin embargo, para materiales de comportamiento viscoelástico, es más difícil definir esta relación y su comportamiento; para ello, se define la relación de esfuerzo deformación mediante una función basada en la densidad de energía de deformación (Figura 2.6), por lo que ahora la relación derivaría de una función y no de una constante (Módulo de Young para materiales linealmente elásticos). Al hacer una similitud nuevamente con los materiales que presentan una zona elástica, se tiene que para estos últimos la función que representa la energía interna en esta zona es lineal, y sería el área bajo la curva de la función.

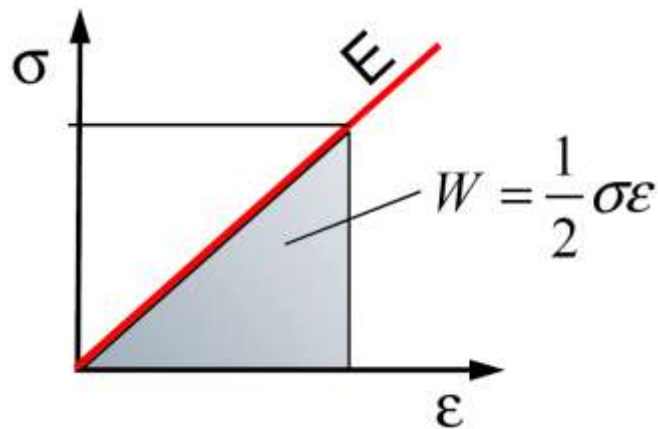


Figura 2.6: Función densidad de energía para materiales elásticos como el acero [93]

Los materiales hiperelásticos (Figura 2.7) conocidos también como material elástico de Cauchy se caracterizan por que el esfuerzo generado es determinado únicamente por el estado actual de deformación y no por el camino o historia de deformación del mismo (no se consideran propiedades de viscoelasticidad, ver Figura 2.8), un material hiperelástico continúa siendo un material elástico, por lo que vuelve a su forma original luego de que la carga ha sido retirada, por lo que al usar un modelo hiperelástico no se toma en cuenta propiedades que depende del tiempo como la relajación del material, deformaciones residuales u histéresis (lo que si sucede con materiales viscoelásticos). Algunas características de los materiales hiperelásticos son las grandes deformaciones que presentan frente a cargas pequeñas, esto explica su bajo módulo de elasticidad el cual está relacionado directamente con la dureza.

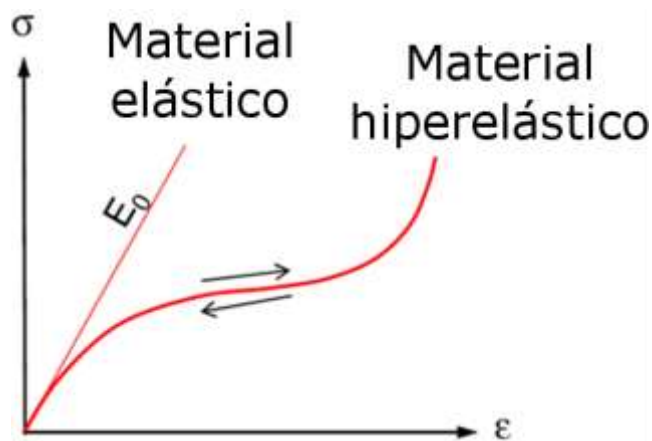


Figura 2.7: Comportamiento de material linealmente elástico y material hiperelástico [93]

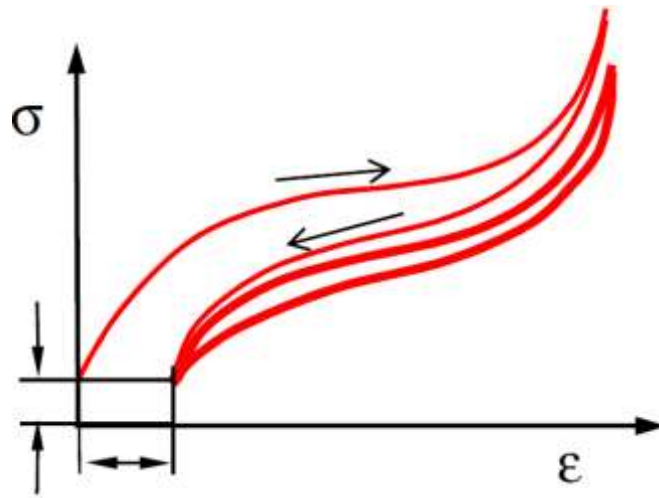


Figura 2.8: Comportamiento de un material viscoelástico [93]

Para la formulación de densidad de energía se usan los invariantes de deformación, estos a su vez están definidos por los estiramientos principales que pueden ser relacionados con la deformación unitaria. La deformación unitaria está definida como sigue:

$$\varepsilon = \frac{l_f - l_0}{l_0} = \frac{\Delta l}{l_0} \quad (2)$$

De la deformación unitaria se pueden obtener los estiramientos principales, los cuales son equivalentes a la deformación unitaria más 1 para cada eje principal.

$$\lambda_i = \frac{l_f}{l_0} = \frac{l_f - l_0 + l_0}{l_0} = \varepsilon_i + 1 \quad (3)$$

De igual manera, se definen las tres invariantes de deformación, basados en los estiramientos principales de cada eje, como siguen

$$I_1 = \lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \lambda_3^2 \quad (4)$$

$$I_2 = \lambda_1^2 \lambda_2^2 + \lambda_2^2 \lambda_3^2 + \lambda_1^2 \lambda_3^2 \quad (5)$$

$$I_3 = \lambda_1^2 \lambda_2^2 \lambda_3^2 = 1 + \left(\frac{\Delta V}{V} \right)^2 = J^2 \quad (6)$$

Si el material es totalmente incompresible, se tiene que:

$$\Delta V = 0 \quad (7)$$

$$I_3 = \lambda_1^2 \lambda_2^2 \lambda_3^2 = 1 \quad (8)$$

Finalmente, la función densidad de energía de deformación es denota como W y puede ser una función directa de las invariantes o estiramientos principales como sigue:

$$W = W(I_1, I_2, I_3) \quad (9)$$

$$W = W(\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3) \quad (10)$$

Existen diversos modelos hiperelásticos que tienen la siguiente forma polinomial:

$$W = \sum_{i+j=1}^N C_{ij} (I_1 - 3)^i (I_2 - 3)^j + \sum_{k=1}^N \frac{1}{D_k} (J - 1)^{2k} \quad (11)$$

Donde W , es la función densidad de energía de deformación, C son los coeficientes que gobiernan la función los cuales son obtenidos con datos experimentales, I_1 e I_2 son los invariantes de deformación, D_k representa el coeficiente que define la compresibilidad del material y J la razón de cambio del volumen

En la Tabla 2.3 se enlistan algunos de los modelos matemáticos de hiperelasticidad que el software ANSYS ofrece para el ajuste de curva con datos experimentales de esfuerzo deformación.

Tabla 2.3: Modelos hiperelásticos encontrados en el software ANSYS

Modelo		Características
Neo-Hookean		$W = \frac{\mu}{2} (I_1 - 3) + \frac{1}{d} (J - 1)^2 \quad (12)$
Money-Rivlin	2 términos	$W = c_{10}(I_1 - 3) + c_{01}(I_2 - 3) + \frac{1}{d} (J - 1)^2 \quad (13)$
	3 términos	$W = c_{10}(I_1 - 3) + c_{01}(I_2 - 3) + c_{11}(I_1 - 3) + \frac{1}{d} (J - 1)^2 \quad (14)$
	5 términos	$W = \sum_{i+j=1}^2 c_{ij} (I_1 - 3)^i (I_2 - 3)^j + \frac{1}{d} (J - 1)^2 \quad (15)$
	9 términos	$W = \sum_{i+j=1}^3 c_{ij} (I_1 - 3)^i (I_2 - 3)^j + \frac{1}{d} (J - 1)^2 \quad (16)$
Yeoh		$W = \sum_{i=1}^N c_{i0} (I_1 - 3)^i + \sum_{i=1}^N \frac{1}{d} (J - 1)^2 \quad (17)$
Arruda-Boyce		$W = \mu \sum_{i=1}^5 \frac{c_i}{\lambda_L^{2i-2}} (I_1 - 3)^i + \frac{1}{d} \left(\frac{J^2 - 1}{2} - \ln J \right)^2 \quad (18)$
Ogden		$W = \sum_{i=1}^N \frac{\mu_i}{\alpha_i} (\lambda_1^{\alpha_i} + \lambda_2^{\alpha_i} + \lambda_3^{\alpha_i} - 3)^i + \sum_{i=1}^N \frac{1}{d_i} (J - 1)^{2i} \quad (19)$

2.2.3 Caracterización del material mediante ensayos de tracción

Las probetas se fabricaron siguiendo las especificaciones geométricas (dumb bell shape) de la norma técnica ASTM D412 - 06a “Standard Test Methods for Vulcanized Rubber and Thermoplastic Elastomers—Tension” [94]. El procedimiento de fabricación general es el siguiente:

- a) Limpieza del molde de las probetas con alcohol y algodón haciendo énfasis en las esquinas, ver Figura 2.9 (2 minutos).
- b) Pesaje de la silicona, parte A y B en proporciones de 1:1 (balanza Ohaus modelo Traveler TA3001 precisión de 0.1 gramos) (De acuerdo a la cantidad del material a usarse, acelerar el tiempo en este paso, usar de 2 a 4 minutos como máximo). La masa total para una probeta es de aproximadamente 8.5 gramos, para las 5 probetas, usar un aproximado de 45 gramos (22.5 gr de cada parte) asumiendo que quedará material en las paredes del recipiente donde se mezcla.
- c) Mezclado de ambas partes mecánicamente (3 minutos).
- d) Vertido de la silicona en los moldes de manera rápida y precisa para lograr con una sola pasada llenar cada espacio, luego de verter se realizó un barrido en la superficie de los moldes con una tarjeta para enrasar la cara libre de las probetas.
- e) El curado lleva 3.5 horas en promedio, se acomoda el molde en una superficie plana para evitar desniveles en las probetas. Dejar curar a temperatura ambiente y sin tapar.
- f) Extracción de las probetas por alguno de los extremos, con cuidado de no dañar la parte central o el cuerpo de las probetas para su posterior rotulación.



Figura 2.9: Molde utilizado para la fabricación de las probetas para el ensayo de tracción

Para la primera prueba de tracción se ensayaron 15 probetas de silicona RTV 1520 las cuales se clasificaron por el proceso de fabricación cuya variante a identificar era si la cantidad de vacío que se le hacía a la silicona luego del mezclado afectaba en el comportamiento mecánico final, por lo que se fabricaron probetas a 0%, 50% y 100% de vacío, el proceso de vacío consistió en un nuevo paso luego del mezclado para ver la implicancia de la extracción de burbujas de aire en el material y cuanto esto podría mejorar la propiedades mecánicas dado que hasta ese momento solo se habían hecho actuadores sin la aplicación de vacío a la mezcla, con resultados aceptables. Los valores de 0, 50 y 100% de vacío corresponde a:

- a 0% no se le hizo vacío a la mezcla
- a 50% se generó una depresión de -50kPa en la mezcla durante 5 minutos sin contar el tiempo que demoró la bomba de vacío para alcanzar dicha depresión en la cámara de vacío.
- a 100% se generó una depresión de -96kPa en la mezcla durante 5 minutos sin contar el tiempo que demoró la bomba de vacío para alcanzar dicha depresión en la cámara de vacío.

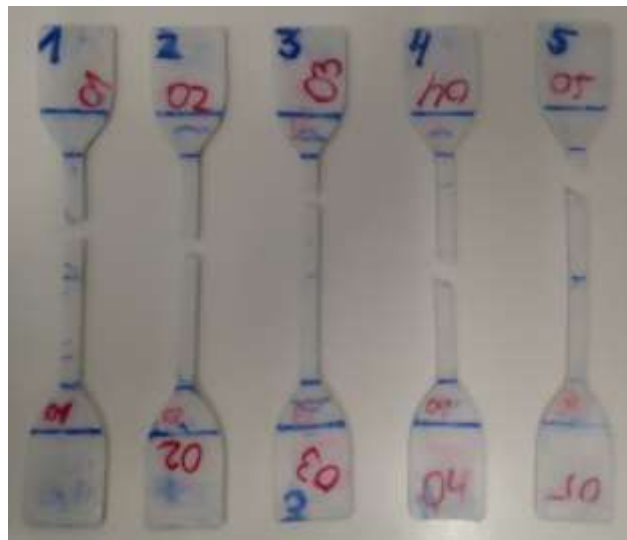


Figura 2.10: Probetas enumeradas del material RTV 1520 luego del ensayo de tracción

Los parámetros usados para la primera prueba fueron 30 gramos de precarga, con una velocidad de 180 mm/min de separación entre mordazas y una separación inicial de 125 mm, las probetas luego del ensayo de tracción se pueden observar en la Figura 2.10. La máquina utilizada para este ensayo es de la marca Zwick Roell modelo Z050.

Debido a la gran deformación presentada por el material, es conveniente usar el esfuerzo verdadero en vez del esfuerzo ingenieril, el coeficiente de Poisson para materiales incompresibles es de 0.5.

El área transversal se obtiene de la forma diferencial de la relación de Poisson [95]

$$A = wt(1 - 2\delta + \delta^2) \quad (20)$$

Donde:

w: Ancho de la parte media de la probeta

t: Espesor de la parte media de la probeta

δ : Contracción en dirección normal al eje de la probeta

La contracción normal al eje axial viene dada por

$$\delta = 1 - \left(1 + \frac{\Delta L}{L_0}\right)^{-\nu} \quad (21)$$

Donde:

L_0 : Largo original de la probeta

ΔL : La variación de alargamiento longitudinal con respecto al largo inicial L_0

ν : Coeficiente de Poisson

Se calcula la contracción transversal para obtener el área transversal basada en la deformación unitaria longitudinal, así mismo se ha tomado en consideración el deslizamiento que existe entre la probeta y las mordazas como se puede observar en la Figura 2.11.

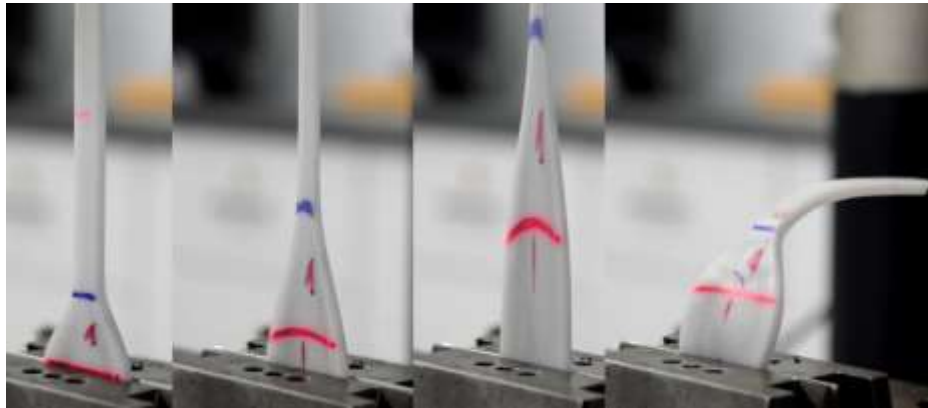


Figura 2.11: Deslizamiento de la probeta en el ensayo de tracción

En la Figura 2.12 y la Figura 2.13 se aprecia que las probetas con el proceso de fabricación de 100% de vacío presentan mejores valores de esfuerzo a la rotura con un esfuerzo máximo promedio de 9.15 MPa, pero también muestran una alta variabilidad en cuanto a la deformación a la rotura, con 0.2 unidades de desviación estándar. Las probetas de 0% es la que presenta la menor variabilidad en cuanto al esfuerzo y elongación a la rotura (± 0.27 MPa y 0.07 mm/mm respectivamente). Las probetas sometidas a un 50% de vacío muestran la mayor variabilidad para el esfuerzo de rotura (± 1 MPa), y una variabilidad intermedia entre los tres procesos 0.09 mm/mm).

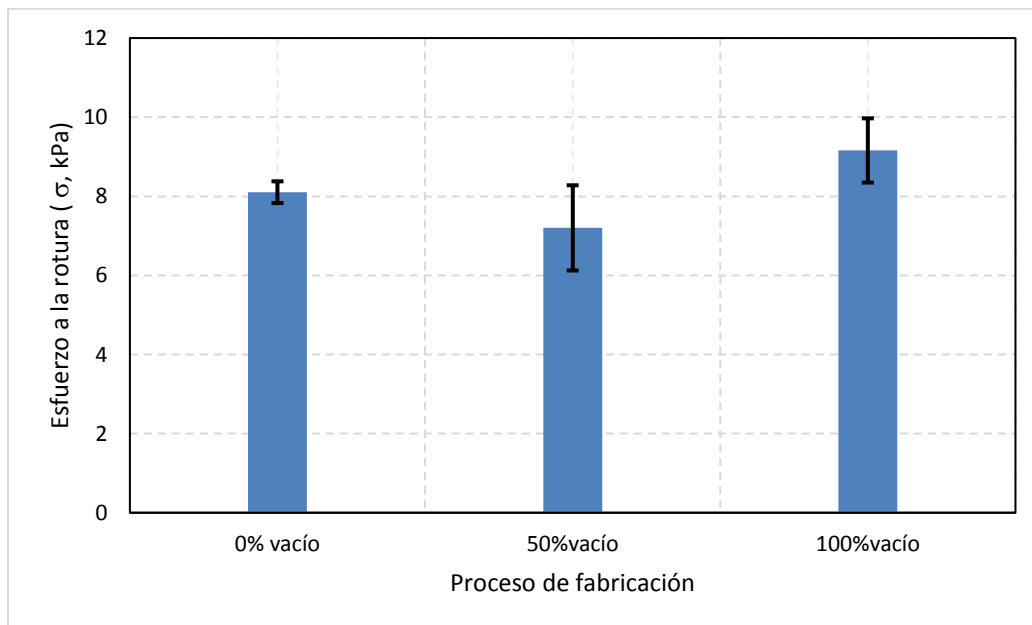


Figura 2.12: Esfuerzo a la rotura promedio de la silicona RTV 1520 vs % de vacío

La tendencia muestra que las probetas sin proceso de fabricación fueron mejores que a las que se les aplicó un 50% de vacío. Este comportamiento puede explicarse debido a que el mismo proceso, al no permitir que todas las burbujas de aire contenidas en la mezcla fuesen extraídas a un 50% de vacío, y esto pudo generar mayores puntos de falla. La confiabilidad más alta la presentan las probetas de 0% de vacío y la confiabilidad más baja la muestran las probetas a 100% de vacío.

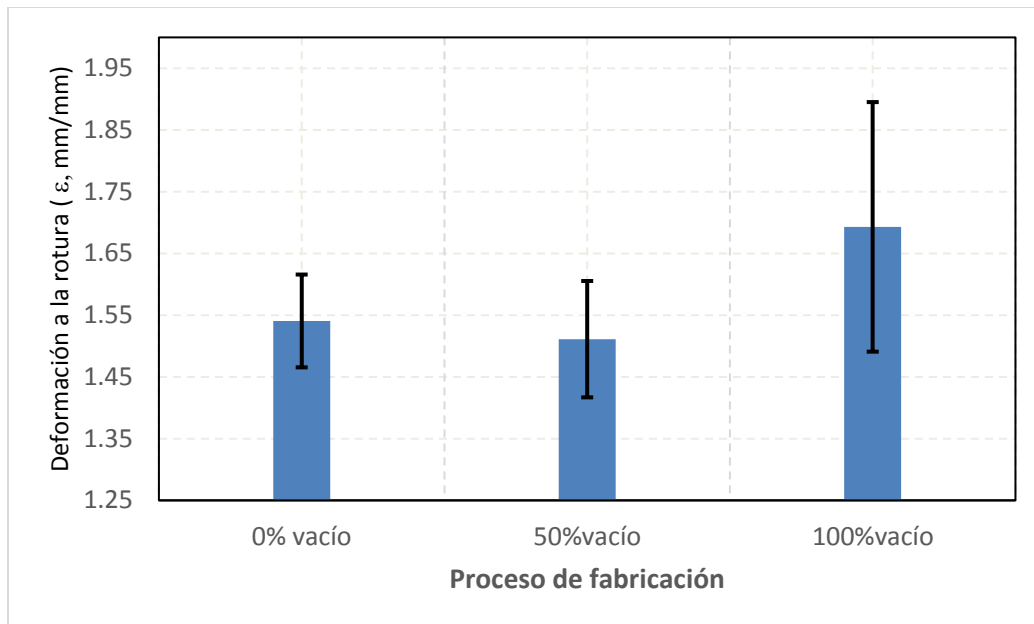


Figura 2.13: Deformación máxima promedio de la silicona RTV 1520 vs % de vacío

Para la segunda prueba de tracción se ensayaron otras 10 probetas con las siliconas RTV1520 de procedencia peruana y Dragon Skin 30 de la compañía Smoth On de procedencia estadounidense [96], todas con el proceso de fabricación a 100% de vacío luego del mezclado. Los parámetros usados para la segunda prueba fueron 30 gramos de precarga, con una velocidad de 100 mm/min de separación entre mordazas con una separación inicial de 125 mm (con el cambio de velocidad de separación de las mordazas se quiso demostrar la implicancia de este factor al momento de ensayar las siliconas y ver la diferencia que podría presentar como se ha podido observar en [95]).

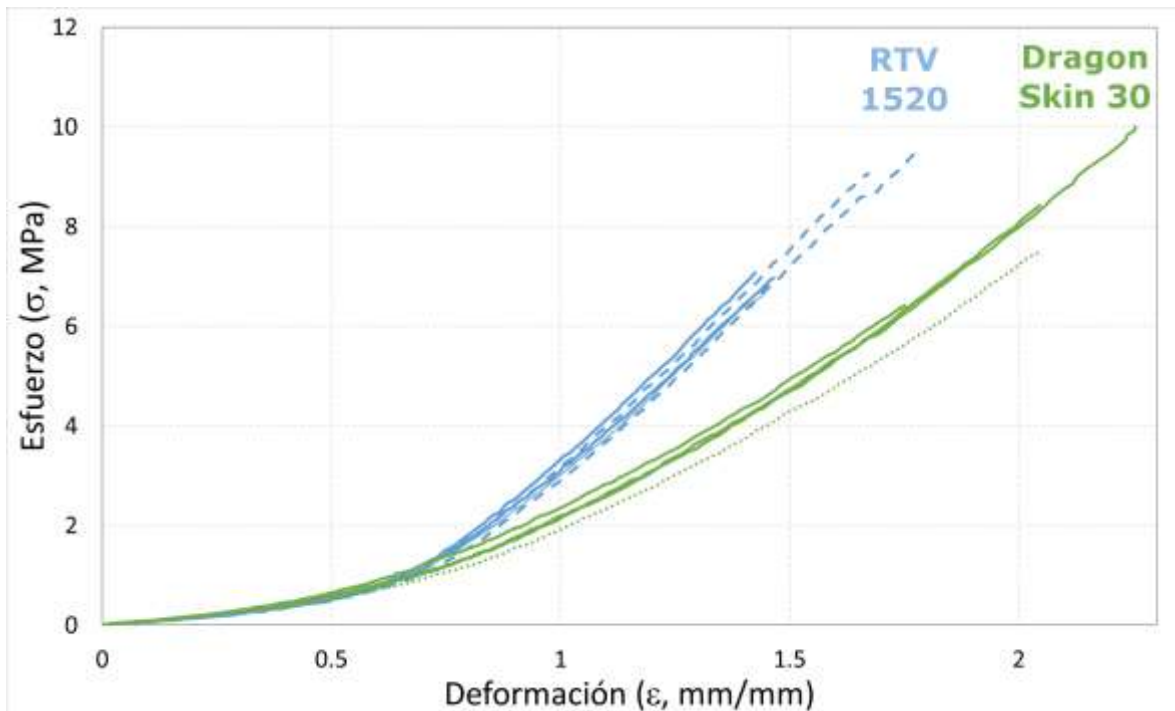


Figura 2.14: Relación de esfuerzo deformación respecto del tipo de material (2da prueba)

De acuerdo a la Figura 2.14 se puede observar un comportamiento parecido de los dos materiales hasta un 70% de deformación. Los valores muestran en promedio, las probetas hechas de silicona RTV 1520 tienen un esfuerzo a la rotura mayor, mientras que las probetas hechas de Dragon Skin 30 se deforman más antes de romperse. Como se puede observar en la Figura 2.15 y Figura 2.16, de acuerdo a su variabilidad, las probetas hechas de RTV 1520 son más confiables. Además de esto, se ha tomado en consideración la procedencia de las siliconas, lo cual ha sido decisivo a la hora de escoger la silicona que se usará. Finalmente se ha podido comparar ambos materiales para saber cual resulta más conveniente para la fabricación de los actuadores, encontrándose como diferencias más marcadas la elongación a la rotura, y la facilidad de obtención debido a su procedencia. Aunque la variación en cuanto a la deformación es significativa, no se pretende trabajar en el total de la curva y debido al requerimiento de seguridad se ha decidido no pasar del 100% de deformación. La elección del uso de la silicona RTV 1520 ha respondido también a la facilidad de obtención local.

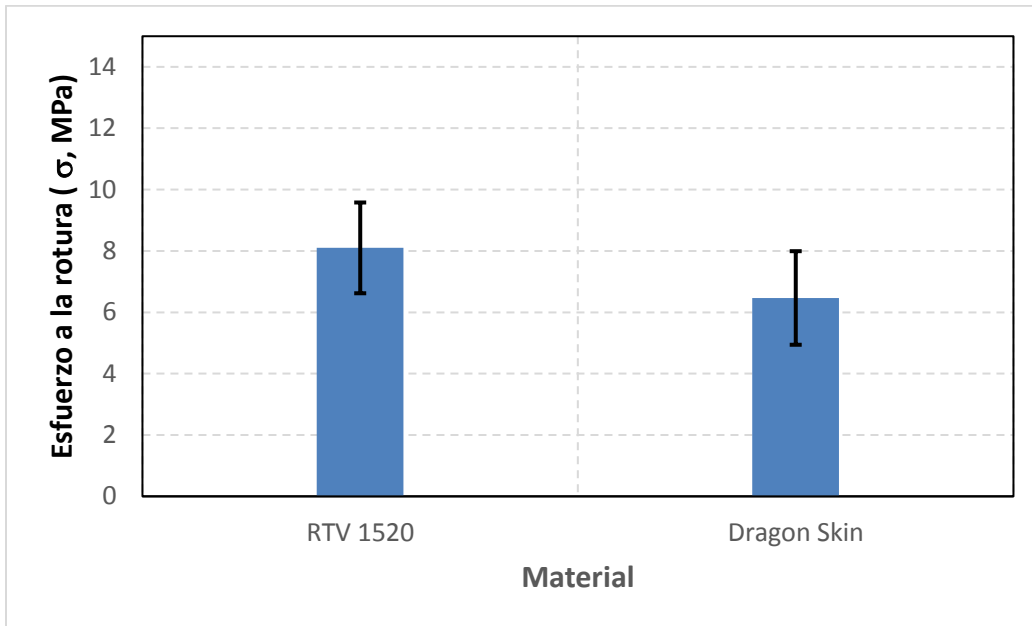


Figura 2.15: Esfuerzo a la rotura promedio respecto al tipo de material en la segunda prueba de tracción (5 probetas ensayadas por cada material)

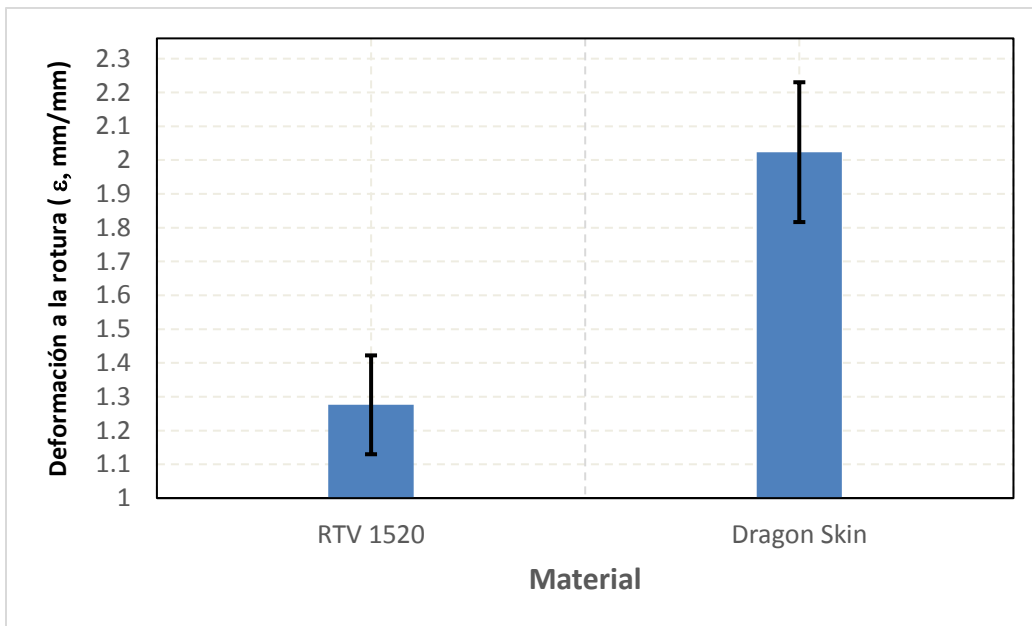


Figura 2.16: Deformación máxima promedio respecto al tipo de material en la segunda prueba de tracción (5 probetas ensayadas por cada material)

2.3 Metodología de fabricación

Existen diversas técnicas que se pueden emplear para la fabricación del cuerpo y/o actuadores de un robot blando [97]. Una de las técnicas más usadas para la fabricación de actuadores fluídicos elastoméricos, es la de litografía suave (soft lithography) [98] debido a su practicidad.

La técnica de litografía suave [99] consiste en el curado del caucho de silicona dentro de recipientes o moldes (los moldes son impresos en 3D), por lo que es posible reproducir una gran cantidad de geometrías. El proceso se puede apreciar en el siguiente flujograma de la Figura 2.17.

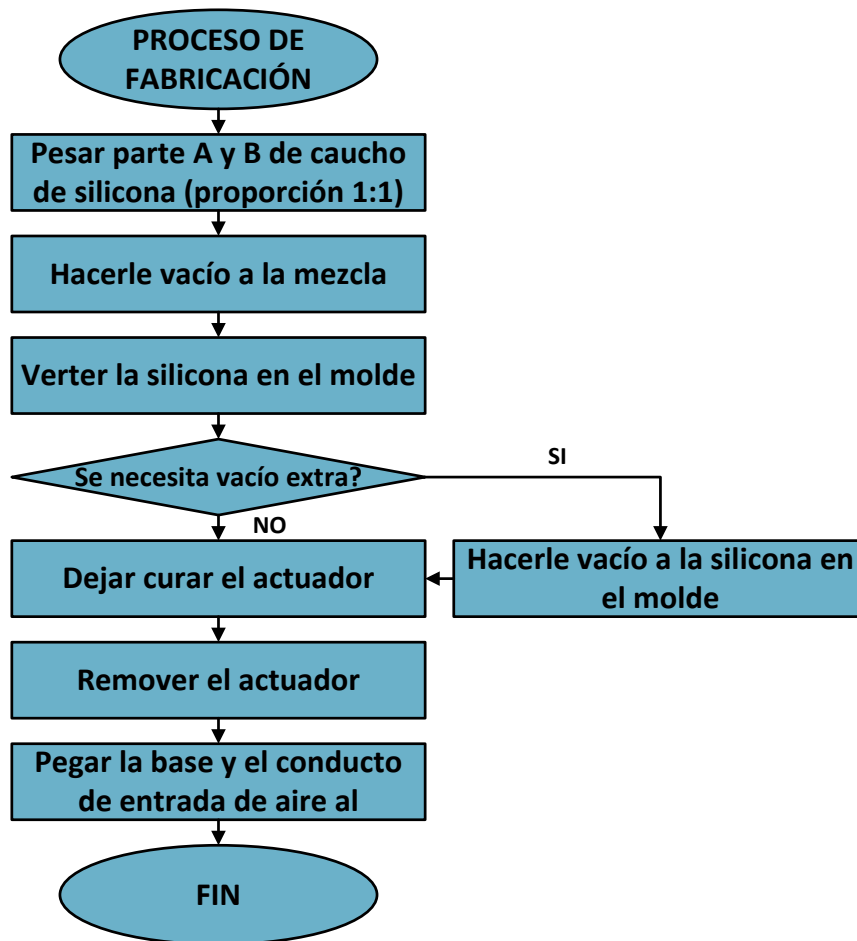


Figura 2.17: Diagrama de flujo del proceso de fabricación

El procedimiento es muy similar al realizado en la producción de probetas de silicona en la sección 2.2.3. La silicona RTV 1520 (ver Figura 2.18) se pesa en una balanza (marca Ohaus modelo Traveler TA3001 precisión de 0.1 gramos) donde se tiene un vaso descartable, se vierten las partes A y B en relación de 1:1, el orden al verterlas no afecta a la mezcla final. Para el actuador se necesitan 18 gramos de silicona, 9 gramos de cada parte (A y B). El vacío o desgasificación se hace dentro de una cámara de vacío de elaboración propia (volumen interno de 13370 cm³), la cual se sella con una tapa de acrílico extruido donde se encuentran atornilladas dos válvulas de bola o esfera y un vacuometro, se usa una bomba de vacío (marca QE quality, modelo QVP-500-2) con la que es posible llegar a -96kPa de depresión dentro de la cámara de vacío en aproximadamente 8 segundos.



Figura 2.18: Parte A y B del caucho de silicona RTV 1520 de distribución nacional [100]

El vertido de la mezcla de silicona dentro de los moldes se debe dar de forma rápida, pues la viscosidad de la mezcla inicial (7000 cps) irá en aumento, se tiene de 15 a 20 minutos hasta que la mezcla se haga mucho más espesa como para verterla en el molde. Debido a la forma de los moldes usados en la fabricación de actuadores se tienen ciertos espacios vacíos donde es más complicado que la silicona entre y donde se puede quedar atrapado el aire, por lo que el vertido debe ser cuidadoso para lograr llenar el molde uniformemente. Luego del vertido, se puede observar burbujas que emergen a la superficie libre del molde (esto debido a los espacios de difícil acceso ya mencionados), por esta razón el vertido debe ser rápido para evitar el aumento de viscosidad que dificultaría la salida de burbujas. Para el curado de los actuadores se puede dejar el molde con silicona a temperatura ambiente lo que demoraría de 3 a 4 horas para curarse, esto depende también de la temperatura ambiente; una segunda

opción consiste en poner el molde con silicona en un horno o estufa a una temperatura que puede variar entre 30 y 60°C, a 30° se demora poco menos de 2 horas en curar el material, mientras que a 60° cura en media hora aproximadamente. Un factor negativo de esta segunda opción de curado sería que el molde impreso en 3D (hechos de plástico ABS) sufriría deformación en su exposición a dichas temperaturas.

El desempeño final del actuador depende del proceso de fabricación explicado en esta sección. Este proceso es crítico y debe ser realizado con cuidado para evitar crear puntos débiles que pueden generar fallas en el actuador final.

2.4 Desarrollo del actuador rotacional blando

Se muestran los pasos para el diseño del actuador blando de este trabajo.

2.4.1 Requerimientos de diseño y consideraciones iniciales

Los requerimientos de diseño se pueden apreciar en la Figura 2.19.

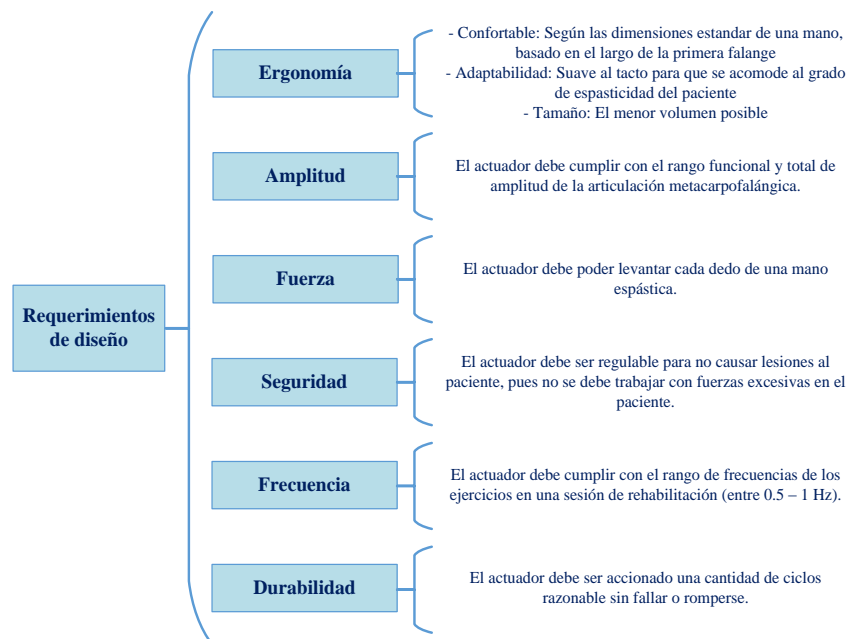


Figura 2.19: Requerimientos de diseño del actuador blando

Para el requerimiento de ergonomía, se tomaron en cuenta las medidas de la mano correspondientes a la norma DIN 334 02, 2° parte [101]. Según esta norma, el ancho de los dedos de la mano, sin el pulgar, entre hombres y mujeres, se encuentra entre 16 y 23 mm, así mismo el largo de los dedos, sin contar el pulgar ni el meñique, está entre los 76 y 92 mm.

La silicona de caucho RTV 1520 presenta una relación de esfuerzo-deformación muy similar a la de la piel humana, por lo que el material cumple con la adaptabilidad y confortabilidad al momento de estar en contacto con el paciente, en la Figura 2.20 se puede observar la relación de esfuerzo deformación y compararse con los valores y forma de la curva en la Figura 2.14.

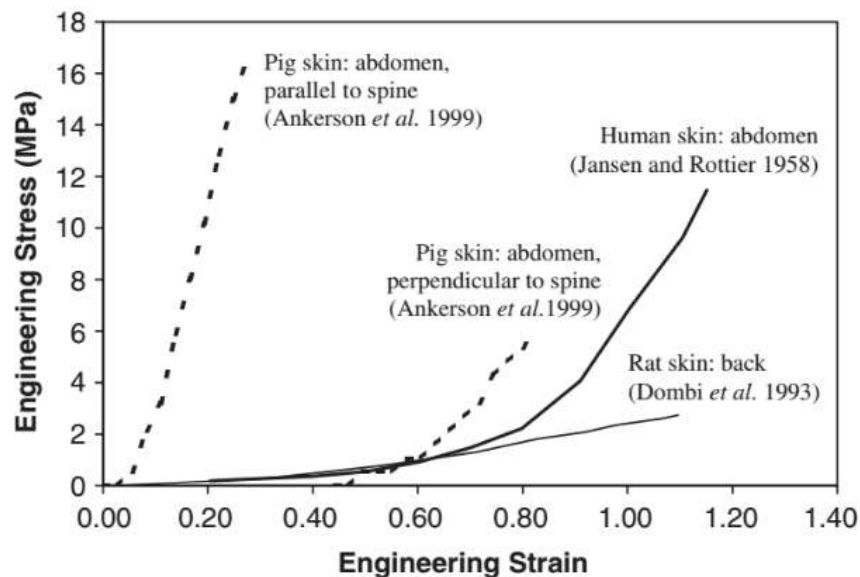


Figura 2.20: Curvas de esfuerzo deformación para la piel humana, de cerdo, y rata [102]

El desplazamiento angular del actuador debe ser de 90° para alcanzar el rango total de la articulación metacarpofalángica, basados en los actuadores fluídicos elastoméricos hasta ahora existentes, se necesitará un actuador angular de pequeño tamaño, que tenga cámaras para que la amplitud sea mayor, así como una velocidad de actuación mayor [90]. La fuerza generada por el actuador debe ser la suficiente como para poder mover la articulación metacarpofalángica, sin dañarla, teniendo como fuerza tope 50 N aplicada entre las dos primeras falanges del dedo para no perjudicar al paciente [103].

Los actuadores fluidicos elastomericos pueden trabajar con fluidos como aire o agua. Se decidi6 trabajar con aire por la rapidez de actuaci6n asi como la seguridad que ofrece por trabajarse con presiones manometricas bajas, entre los 50 kPa y 100 kPa.

Los ciclos de vida y tiempo de funcionamiento del actuador depende de la degradaci6n del material debido a la cantidad de repeticiones que ha realizado, asi como el rango de amplitud y presiones que se vaya a tener durante su uso, por lo que es necesario establecer un n6mero de ciclo bajo ciertas condiciones de funcionamiento para garantizar su durabilidad.

Como dise1o inicial se tom6 en cuenta el segundo actuador mencionado en la secci6n de actuadores rotacionales [89], como se muestra en la Figura 2.21 el actuador es modular al poder agregarle m6s de dos c6maras. Se muestran las especificaciones geom6tricas y de funcionamiento que ofrece dicho actuador.



Figura 2.21: Especificaciones del actuador de referencia, adaptado de [104]

2.4.2 Actuador rotacional blando

Se decidió, entonces, por un actuador con cámaras pero que el cuerpo sea de una sola pieza, también se tomó en cuenta ciertas medidas iniciales como la apertura o ángulo inicial de 23° respecto a los 30° del actuador visto en [89], el ancho de 20 mm se mantuvo mientras que se cambió el largo hasta 40 mm para cubrir la primera falange de los dedo.

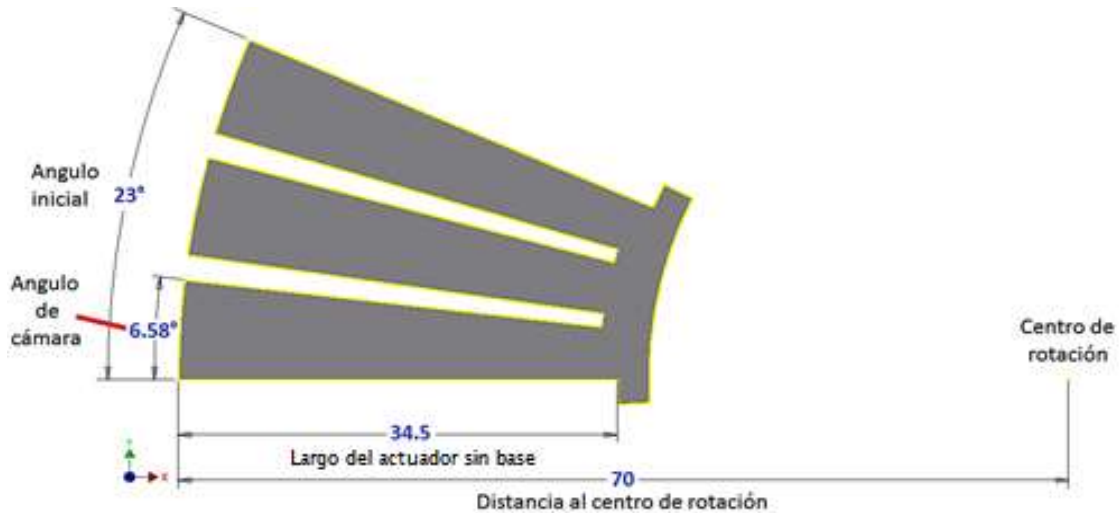


Figura 2.22: Sección transversal de la primera idea de diseño del actuador rotacional, (medidas en grados y milímetros)



Figura 2.23: Primer actuador fabricado con medidas iniciales, unidades en milímetros y grados

Se usó la técnica de litografía suave (ver sección 2.3 Metodología de fabricación) para la fabricación de los actuadores. Se imprimieron moldes en 3D y en total se usaron 5 moldes para la fabricación de cada actuador. Los 5 moldes serán detallados a continuación, cada uno tiene un nombre específico de acuerdo a su función en el moldeado. El primer molde es el de la “parte_central”, el cual conforma el cuerpo del actuador y en donde se plasman las dimensiones geométricas de los actuadores a fabricarse, por lo que será la pieza más importante y el molde que mayores detalles en su diseño requiere.

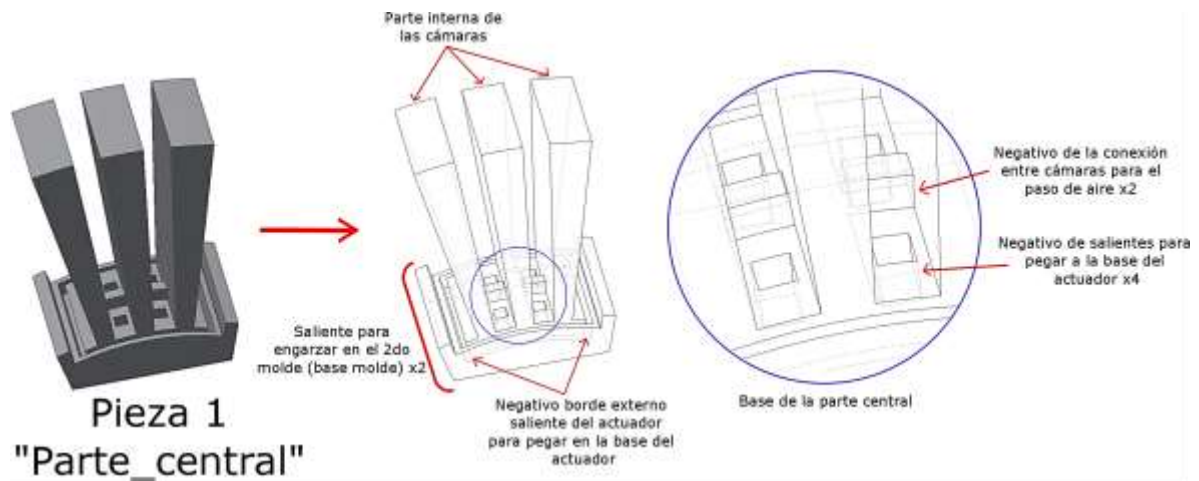


Figura 2.24: Detalle de la pieza 1 del molde para el cuerpo del actuador blando

La pieza central va engarzada en la segunda pieza que sería “Base_molde”, gracias a los dos salientes que tiene en la parte inferior. En la pieza Base_molde también va la tercera pieza llamada “Laterales” cumple la función de delimitar los bordes externos de las cámaras (el perímetro final del actuador). Estas dos piezas se pueden ver en la Figura 2.25.

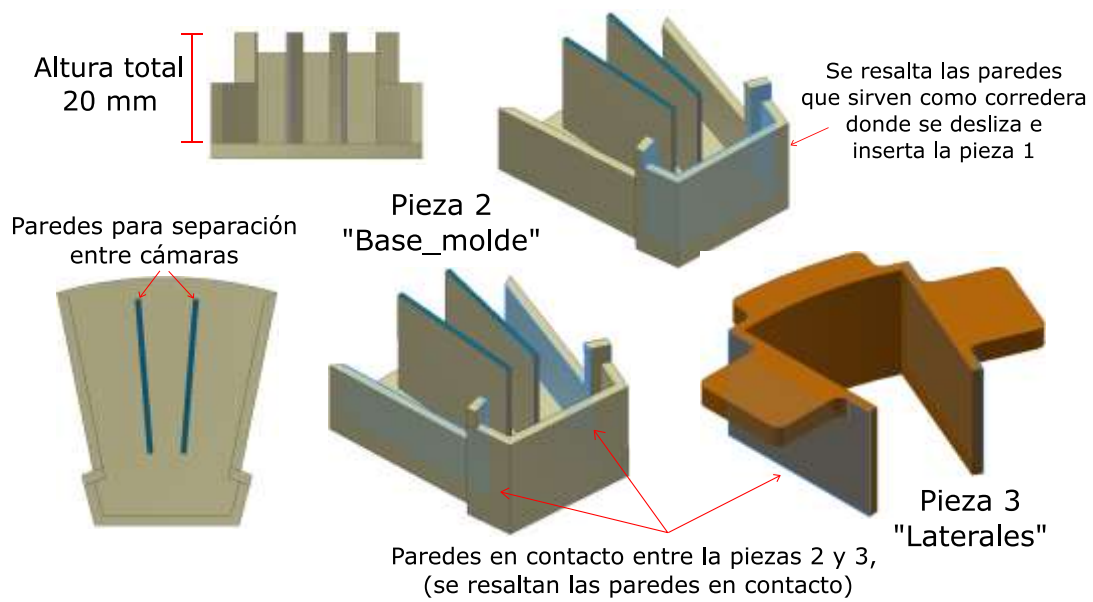


Figura 2.25: Detalle de la pieza 2 y 3 del molde para el cuerpo del actuador blando

Así mismo se procede a presentar el ensamble final del molde del actuador en la Figura 2.26

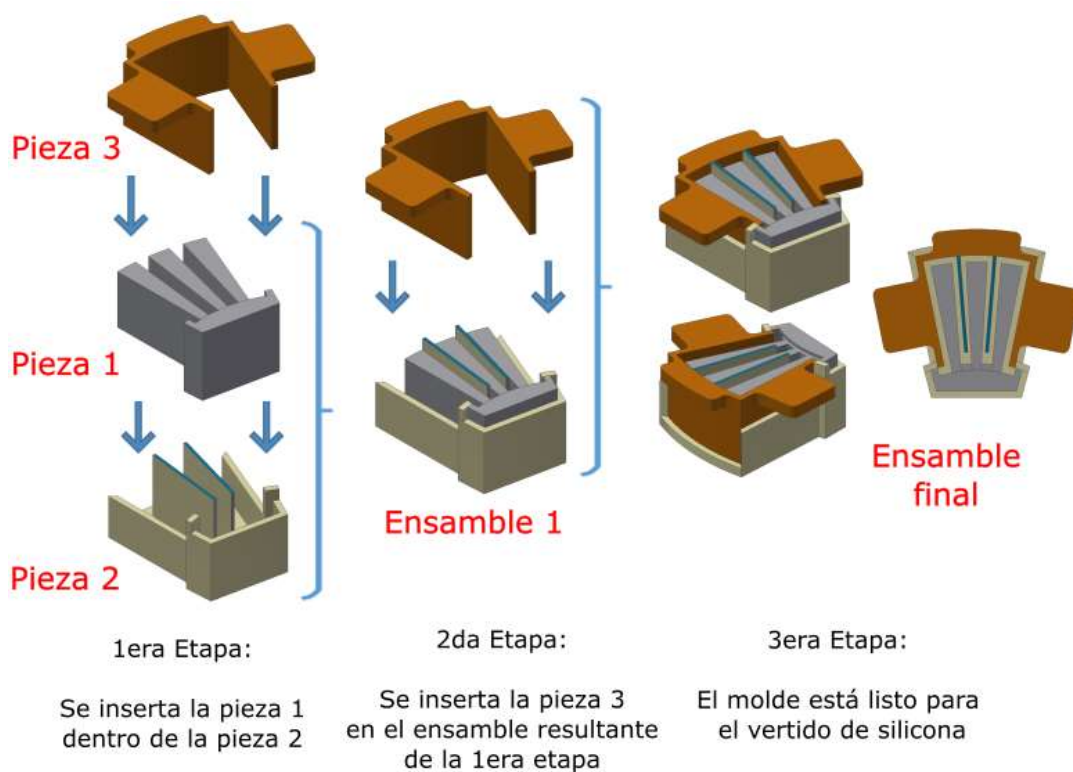


Figura 2.26: Ensamble final del molde para el cuerpo del actuador blando

Luego de obtenido el cuerpo del actuador, se usan los moldes de “base_actuador” (ver Figura 2.27), y “ducto_aire” (ver Figura 2.28) para sellar la parte inferior y generar un conducto al costado del actuador para la entrada de aire sin fugas respectivamente. Es importante mencionar que el cuerpo del actuador no necesita de pegamento alguno para adherirse con la base, solo es necesario el contacto entre la silicona curada y la silicona en estado líquido para que ambos se adhieran y vuelvan una sola pieza



Figura 2.27: Detalle de la pieza 4 para la base del actuador, junto con el cuerpo del actuador y el actuador sellado



Figura 2.28: Detalle de la pieza 5 que genera el ducto para la entrada de aire

2.4.3 Optimización por método de elementos finitos

Para la optimización del actuador, se realizó un diseño paramétrico tomando en cuenta una serie de variables geométricas las cuales se enlista en la Tabla 2.4.

Tabla 2.4: Parámetros geométricos iniciales del segundo diseño del actuador

Parámetro	Valor
A, B y C	Cámaras internas
t_1	4.5 mm
t_2	2 mm
t_3	2 mm
l	38 mm
h	10 mm
e	3 mm
w	6.5 mm
φ	26.4°

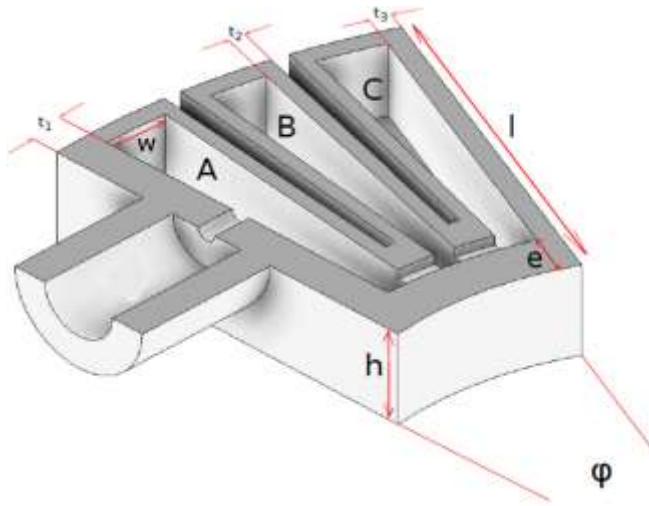


Figura 2.29: Parámetros geométricos del actuador; espesor de pared (t_1 , t_2 y t_3); largo del actuador (l); ancho del actuador ($2h$); número de cámaras (A, B y C); ángulo inicial (φ); ancho de cámara (w); y espesor de base (e).

Como mejoras en el nuevo diseño se tiene un espesor uniforme en todas las paredes internas del actuador, así mismo, la pared t_1 se hizo más gruesa para restringir la deformación hacia ese lado, se aplicó un filete de 0.5 mm en las esquinas internas de las cámaras de los actuadores, y se removieron los excedentes en los costados vistos en la Figura 2.22, con respecto del primer actuador, para conseguir una superficie más plana y uniforme lo cual mejora el contacto que se tiene con la piel.

Se realizó un diseño de experimentos con el objetivo de identificar las variables que más influían en el comportamiento del actuador, de los parámetros geométricos identificados, se escogieron tres de ellos para realizar un estudio más profundo: el número de cámaras, el

espesor de pared, y el largo de las cámaras; esto debido a que también se analizaron los demás parámetros sin encontrar diferencias sustanciales en el comportamiento del actuador, la respuesta o variable de salida es el desplazamiento angular medido en grados.

Se utilizó el programa ANSYS para simular el actuador, con los datos obtenidos de la prueba de tracción para el caucho de silicona RTV 1520. Se procedió a obtener las constantes para el modelo matemático Money-Rivlin de 3 parámetros (ver Figura 2.31), el cual mostró un mejor ajuste con los datos de la prueba de tracción. El modelo seleccionado ha reproducido el comportamiento de mejor manera luego de haber probados los diferentes modelos de hiperelasticidad que ofrece ANSYS (ver Tabla 2.3).

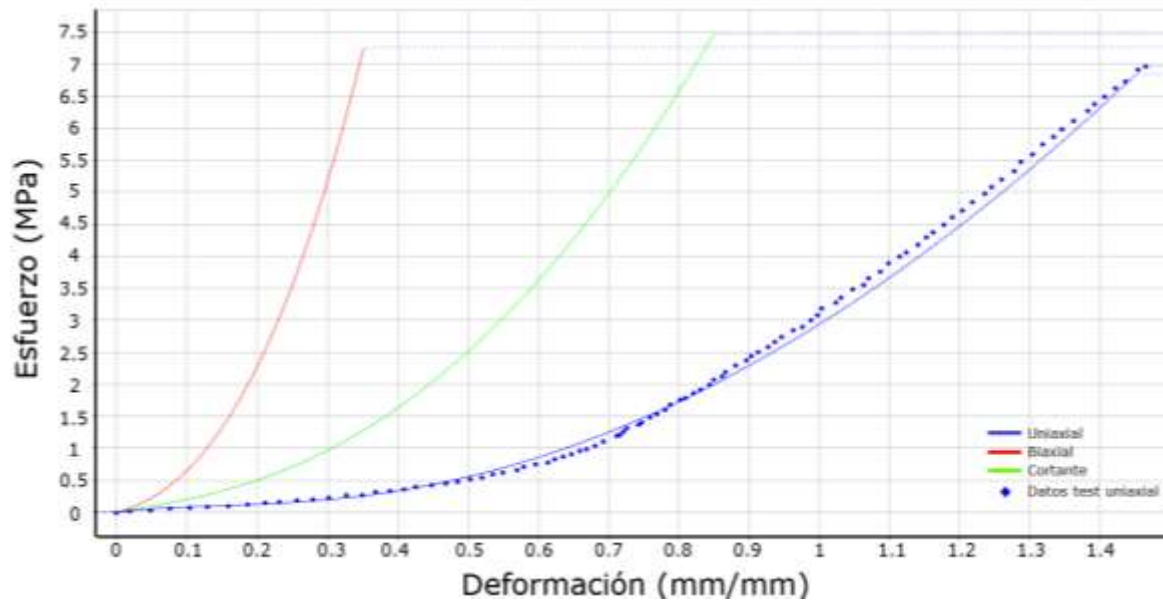


Figura 2.30: Ajuste de curva realizado con los datos de la prueba de tracción (puntos azules) a la curva uniaxial obtenida por el modelo matemático hiperelástico Money-Rivlin de 3 parámetros en el software ANSYS, curvas de esfuerzo biaxial y cortante (roja y verde respectivamente) obtenidas a partir del modelo hiperelástico ajustado

Mooney-Rivlin 3 Parameter				
Material Constant C10	-1.1381	MPa		
Material Constant C01	1.389	MPa		
Material Constant C11	0.56972	MPa		
Incompressibility Parameter D1	0	MPa ⁻¹		
Curve Fitting		Fit Type: Mooney-Rivlin 3 Parameter		

Figura 2.31: Parámetros C10, C01, C11 y D1 para el modelo hiperelástico Money-Rivlin de 3 parámetros

Como se puede observar en la Figura 2.32, se muestran los casos de estudio, para el diseño de experimentos, de los actuadores que se simularon y con los que se ha obtenido los resultados presentados en la Figura 2.33. Se ha variado el número de cámaras, espesores de pared interna y el largo de las cámaras; sin modificar los demás parámetros geométricos para observar su injerencia final. Para los resultados gráficos de las simulaciones ver Anexo 1.

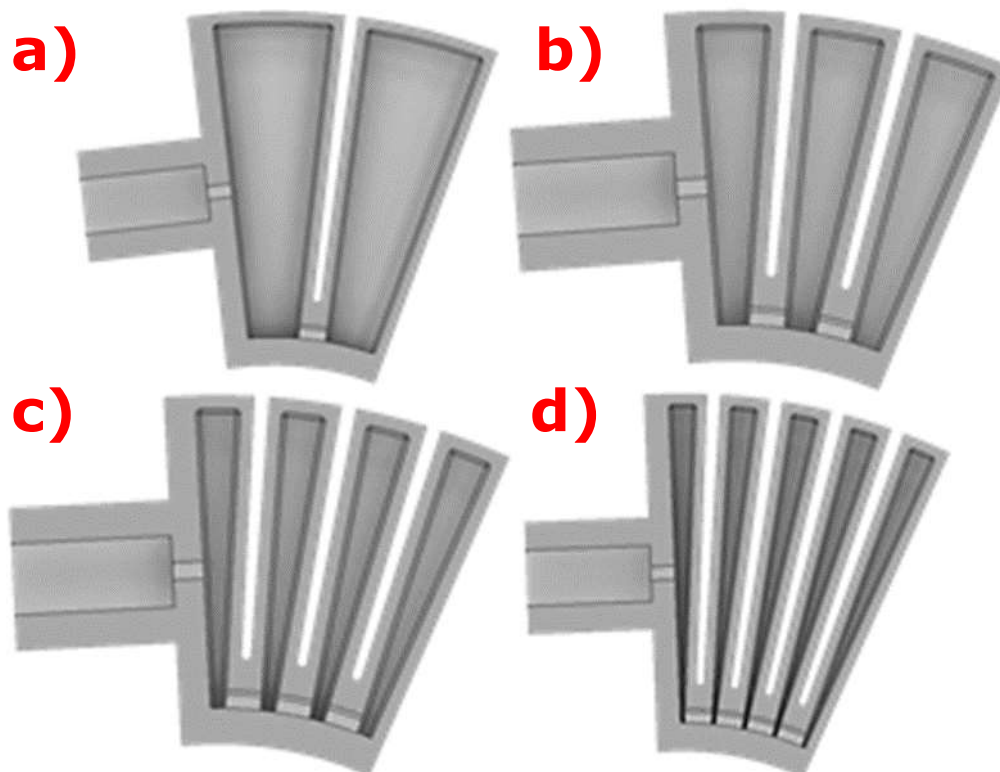


Figura 2.32: Vista en corte de los perfiles de los actuadores de a) 2, b) 3, c) 4 y d) 5 cámaras tomados como caso de estudio para la simulación por elementos finitos

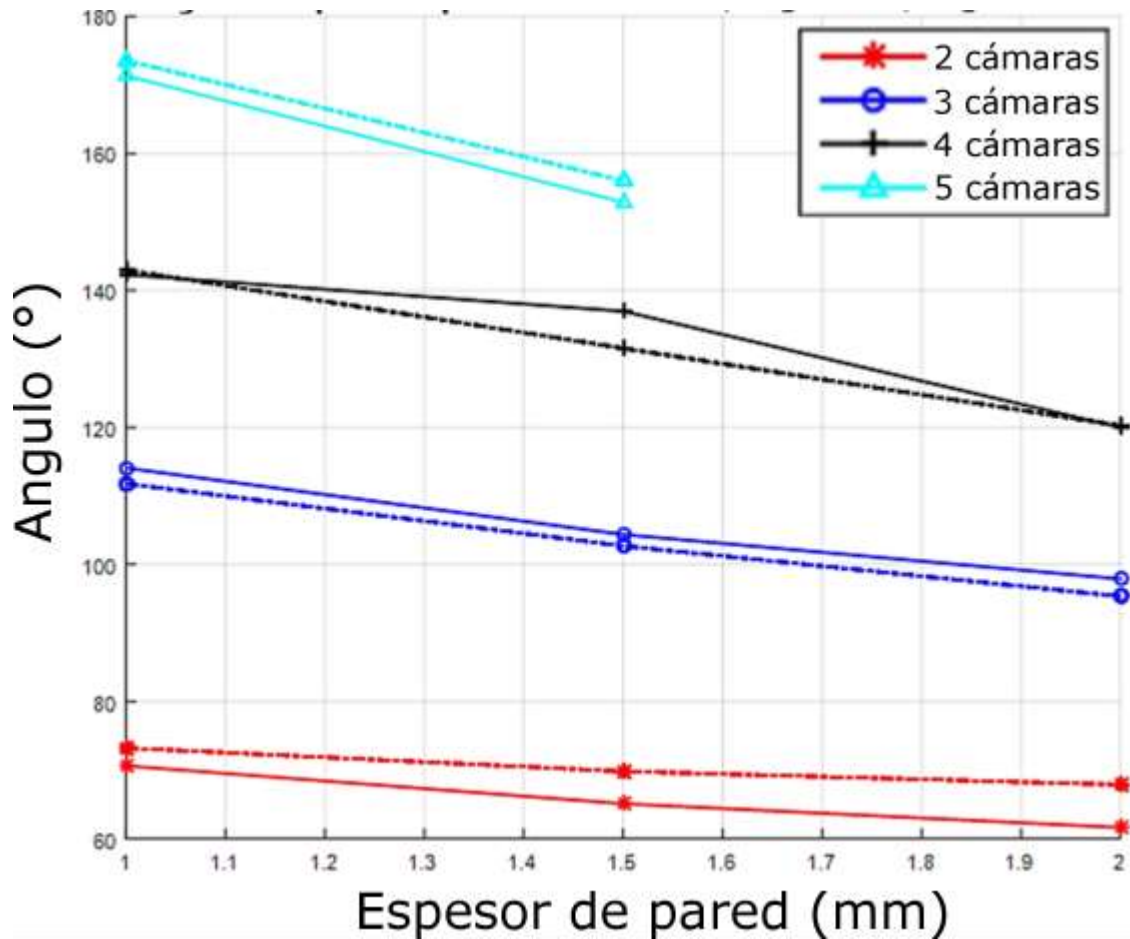


Figura 2.33: Resultados de apertura angular entre los diferentes casos de estudio para 2, 3, 4 y 5 cámaras, para una presión interna de 75 kPa y variando el largo entre 38 mm y 50 mm (línea sólida y punteada respectivamente)

Se aprecia en la Figura 2.33, las 24 configuraciones geométricas simuladas (4 cantidades de cámaras diferentes, 3 espesores de pared interna distintos y 2 largos del actuador diferentes), de los tres factores geométricos analizados, el que menor injerencia tiene en el desplazamiento angular del actuador es su largo; como se puede ver en la Figura 2.33 la diferencia entre las líneas sólidas y punteadas que representan los largos de 38 mm y 50 mm respectivamente, no muestran una diferencia significativa entre sí. El parámetro geométrico que tiene mayor injerencia en el desplazamiento angular del actuador es el número de cámaras, debido a que se genera entre 30° y 40° de diferencia en el ángulo final por cada cámara que se aumentaba. Estas pruebas han sido hechas manteniendo el ángulo

inicial o en reposo de 26.4° y la separación inicial entre las cámaras. Finalmente, el espesor de pared interna de los actuadores, para el cual se ha tomado valores de 1, 1.5 y 2 mm tiene una injerencia media respecto de los otros dos parámetros analizados; debido a que con el aumento de espesor el ángulo final del actuador se reduce en aproximadamente 20° la amplitud entre el valor mínimo (1 mm) y el valor máximo (2 mm) de espesor.

Debido a los requerimientos de diseño, se descarta el actuador de dos cámaras debido a que no llega a cumplir con el desplazamiento angular necesario acorde a la articulación metacarpofalángica; así mismo. Los actuadores de 5 cámaras presentan un “límite de fabricación” debido a que al no variarse el ángulo inicial en todos los actuadores, el molde de la pieza 1 (“Parte_central” ver Figura 2.24) sería muy endeble en la parte inferior que sería el negativo de las cámaras. Entonces se tiene la siguiente relación:

- La amplitud es directamente proporcional al número de cámaras, entre las configuraciones mostradas. Este factor geométrico ha tenido la mayor injerencia en el comportamiento del actuador.
- La amplitud es inversamente proporcional al aumento en el espesor de pared.
- La amplitud no es afectada significativamente por el largo de las cámaras, por lo menos para un largo de hasta 50 mm.

Debido a los resultados mostrados, de las 24 configuraciones iniciales, se han escogido 3 configuraciones que cumplen con el requerimiento de amplitud los cuales serían los actuadores de 3 cámaras con espesores de pared interna de 1.5 mm y 2 mm, así también un actuador de 4 cámaras con espesor de 1.5 mm para su uso y posterior validación, los actuadores de 3 y 4 cámaras con 1 mm de espesor de pared interna han sido descartados debido a la relativa baja variación de ángulo final respecto de los actuadores con espesor de pared interna de 1.5 mm, finalmente el actuador de 4 cámaras con espesor de 2 mm no ha resultado viable su fabricación debido al límite de fabricación en la fabricación de los moldes para validarlos.

2.5 Diseño de la férula

Para el diseño de la férula se tuvo como principal consideración el requerimiento de ergonomía al momento de posicionar la mano del paciente en el dispositivo, debido a esto, la férula está basada en la posición funcional de la mano, lo que significa que los músculos del antebrazo no sufrirán contracturas; se diseñó una versión inicial de la férula la cual se presenta en la Figura 2.34. Esta primera versión contempla el movimiento de los dedos índice y medio, por lo que tiene dos entradas para la sujeción de dos actuadores blandos (Figura 2.34.a y Figura 2.34.b), por la parte interna son introducidos los tubos neumáticos (Figura 2.34.d) para el accionamiento de los actuadores. En la parte lateral se puede observar un par de orificios para la sujeción de la muñeca con una tira de neopreno. La principal función y característica de la férula es mantener a la mano en una posición estable mientras se realiza el proceso de rehabilitación.

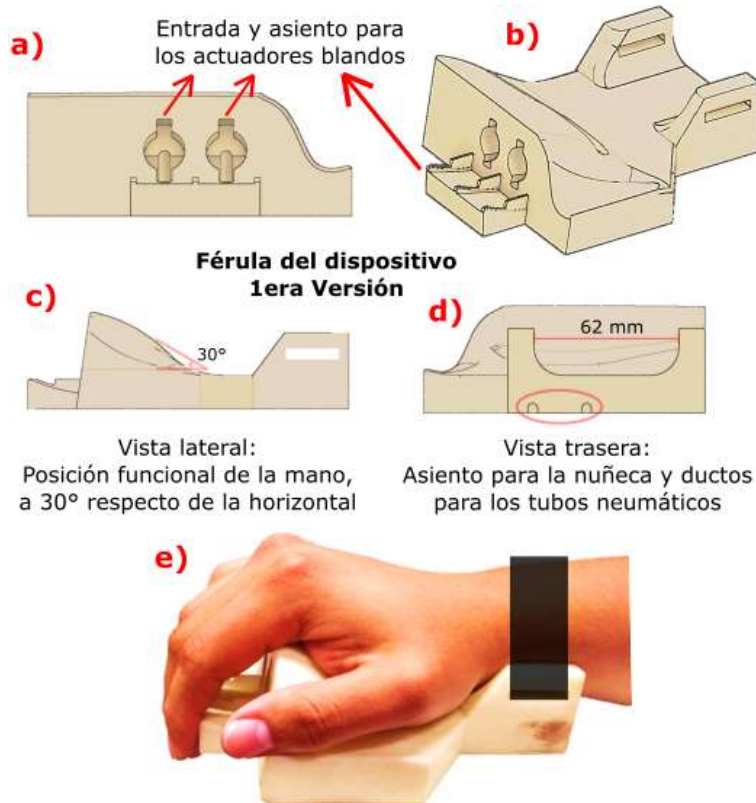


Figura 2.34: Primera versión de la férula en posición funcional. a) Vista de frente de la férula, b) Vista isométrica, c) Vista lateral, d) Vista trasera, y e) Mano posicionada y sujeta en la férula mediante neopreno

Para que el dispositivo actúe sobre el dedo pulgar, se ha tenido por conveniente rediseñar la férula existente para que, aparte del movimiento de extensión de la articulación metacarpofalángica de los dedos índices y medio, apoye en el movimiento de oposición del dedo pulgar. Se llevó a cabo un rediseño de la férula (ver Figura 2.35 y Figura 2.36). La segunda versión de la férula consta de tres piezas y dos posiciones. El accionamiento de los dedos índice, medio y pulgar es por separado; en la primera posición se puede trabajar con los dedos índice y medio (ver Figura 2.35); en la segunda posición se trabaja con el dedo pulgar (ver Figura 2.36).

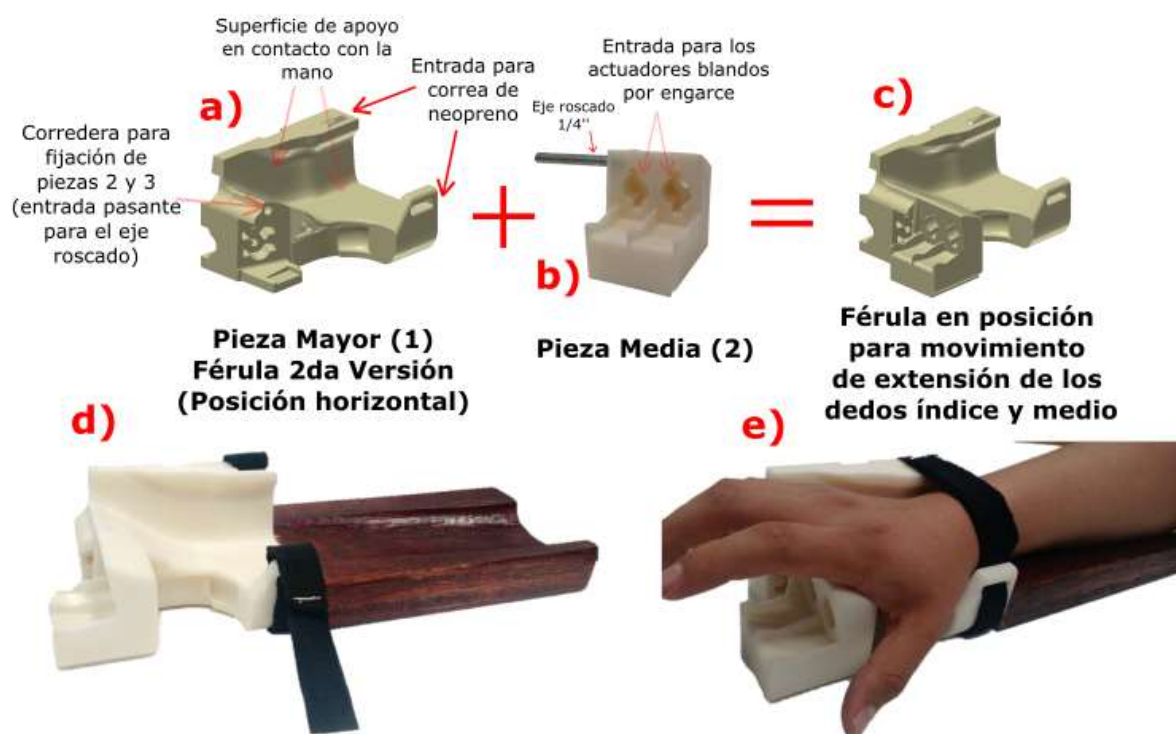


Figura 2.35: Configuración de la segunda versión de la férula para el apoyo en el movimiento de los dedos índice y medio. a) Pieza mayor de la férula, b) Pieza media desmontable de la férula, c) Ensamble final, d) Férula ensamblada con apoyo para el antebrazo, y e) Mano posicionada y sujeta en la férula mediante neopreno

En la Figura 2.35a), b) y c) se muestran las piezas constituyentes de la férula para la posición de apoyo a los dedos índice y medio, como se puede apreciar, la férula es modular y desarmable, en la Figura 2.35d) y e) se muestra la férula real ensamblada y como es que iría sujeta la mano del paciente.

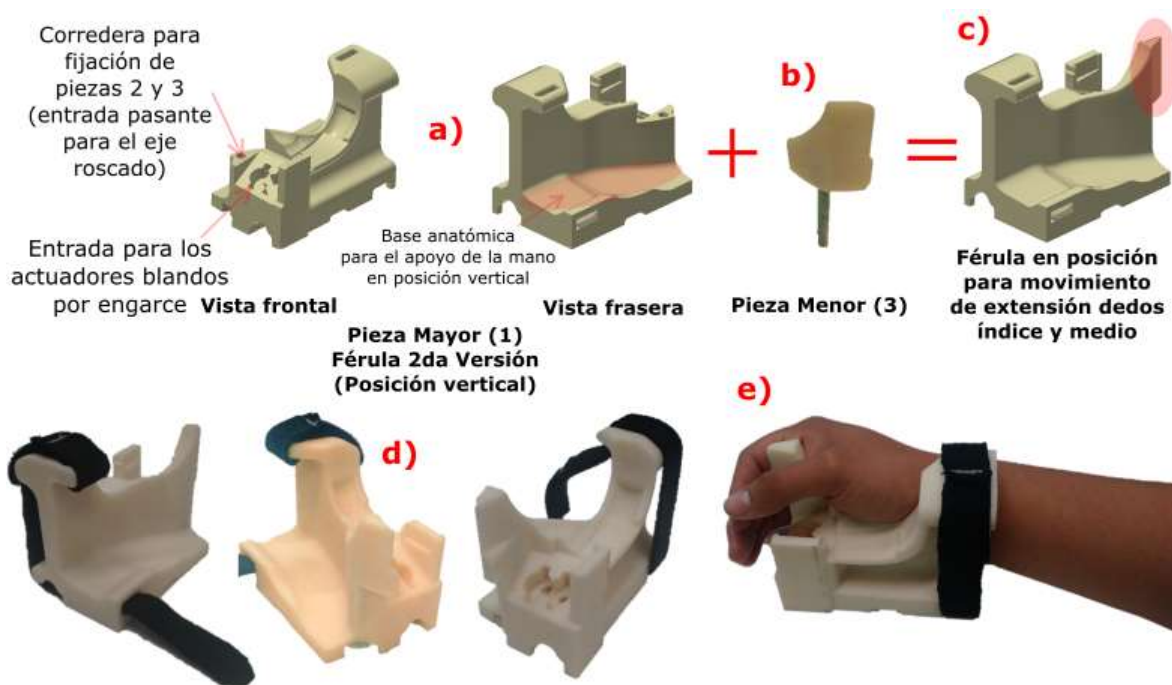


Figura 2.36: Configuración de la segunda versión de la férula para el movimiento de oposición del pulgar. a) Pieza mayor de la férula, b) Pieza menor desmontable de la férula, c) Ensamble final visto desde atrás del ensamble con la pieza menor resaltada en rojo, d) Férula ensamblada, y e) Mano posicionada y sujeta en la férula mediante neopreno

En la Figura 2.36.a), b) y c) se puede observar las piezas constituyentes de la férula para la posición de apoyo al pulgar, como se puede apreciar, en la Figura 2.36.d) y e) se muestra la férula real ensamblada y como iría sujeta la mano del paciente.

2.6 Conclusiones

Este capítulo presenta el diseño del actuador y la férula funcional. Del proceso de fabricación se concluye que el comportamiento del actuador depende gran medida de cómo ha sido fabricado, por lo que es un proceso crítico. De la optimización del actuador por simulaciones con elementos finitos se concluye que sus resultados acotaron el universo de 24 configuraciones geométricas a solo 3 para ser probadas posteriormente en el Capítulo 3.

CAPÍTULO III

CARACTERIZACIÓN DE ACTUADORES

3.1 Introducción

Para la caracterización de los actuadores se escogieron dos factores importantes para cumplir con el proceso de rehabilitación: desplazamiento angular basado en los movimientos seleccionados de la mano; y fuerza que genera el actuador para poder vencer la espasticidad de la mano del paciente. Además de estos dos factores, se analizó la presión interna máxima que alcanzan los actuadores hasta su ruptura y el comportamiento del actuador bajo fatiga y el número de ciclos de vida que ha resistido el actuador.

3.2 Pruebas de presión máxima

Como primera prueba se muestra la presión máxima interna que pueden soportar los actuadores, esto guiará el requerimiento de seguridad para el proceso de rehabilitación. Se ensayaron 3 actuadores por cada configuración, las pruebas de presión máxima muestran que los actuadores aguantan presiones entre 90 kPa y 110 kPa, se ha fijado una presión interna máxima de actuación de 55 kPa, por lo que se tiene un factor de seguridad entre 1.6 a 2 respecto del rango de presiones máximas presentado.

Tabla 3.1: Presiones máximas que soporta cada actuador hasta la rotura

Configuración	Presión máxima
4 cámaras – 1.5mm espesor	90 kPa
3 cámaras – 1.5mm espesor	110 kPa
3 cámaras – 2mm espesor	110 kPa

3.3 Pruebas de Amplitud

La metodología a usarse para la medición del desplazamiento angular se realizó mediante la captura de imágenes las cuales luego fueron procesadas obteniendo la amplitud, se tiene como variable independiente la presión interna del actuador. Se varió la presión interna entre 0 y 55 kPa.

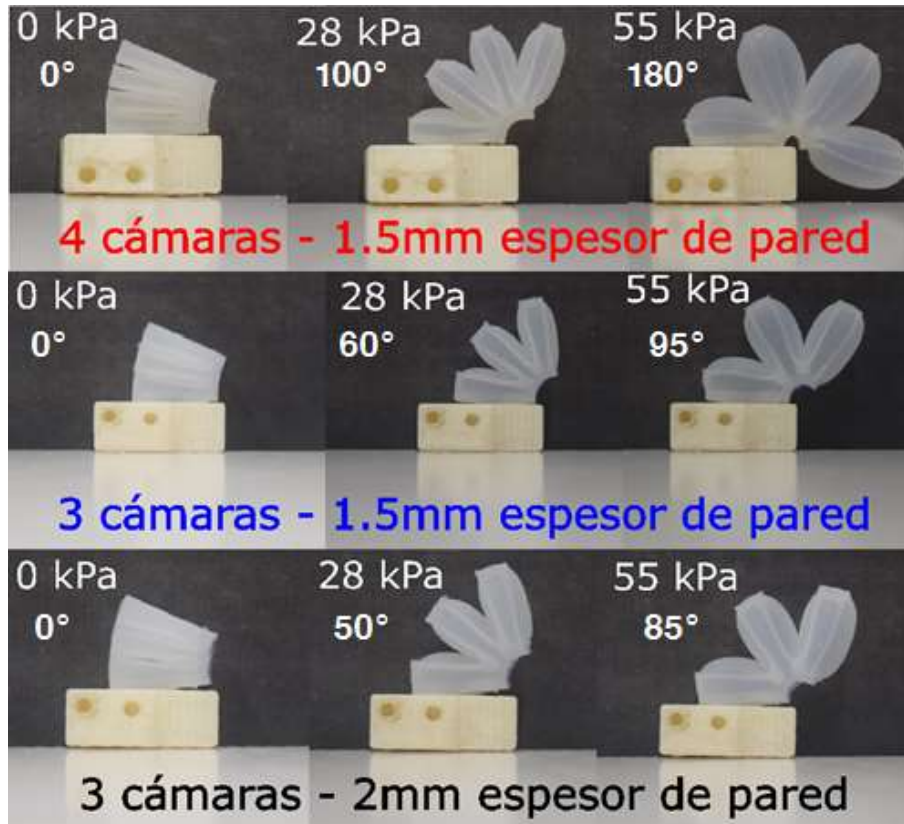


Figura 3.1: Amplitud alcanzada por los actuadores de 3 y 4 cámaras

Como se puede observar en la Figura 3.1, la amplitud que se puede alcanzar depende en mayor medida del número de cámaras, lo que confirma el comportamiento obtenido en las simulaciones (ver Figura 2.33), el actuador de 4 cámaras a una presión de 55 kPa alcanza un desplazamiento angular ($\theta_f - \theta_i$, donde θ_f es el ángulo final y θ_i el ángulo inicial), el cual se define como el desplazamiento angular total del actuador menos el ángulo inicial del actuador, de aproximadamente 180°; mientras que los actuadores de 3 cámaras a la misma presión alcanzan un desplazamiento de 85° y 95° grados para los espesores de 2 mm y 1.5 mm respectivamente.

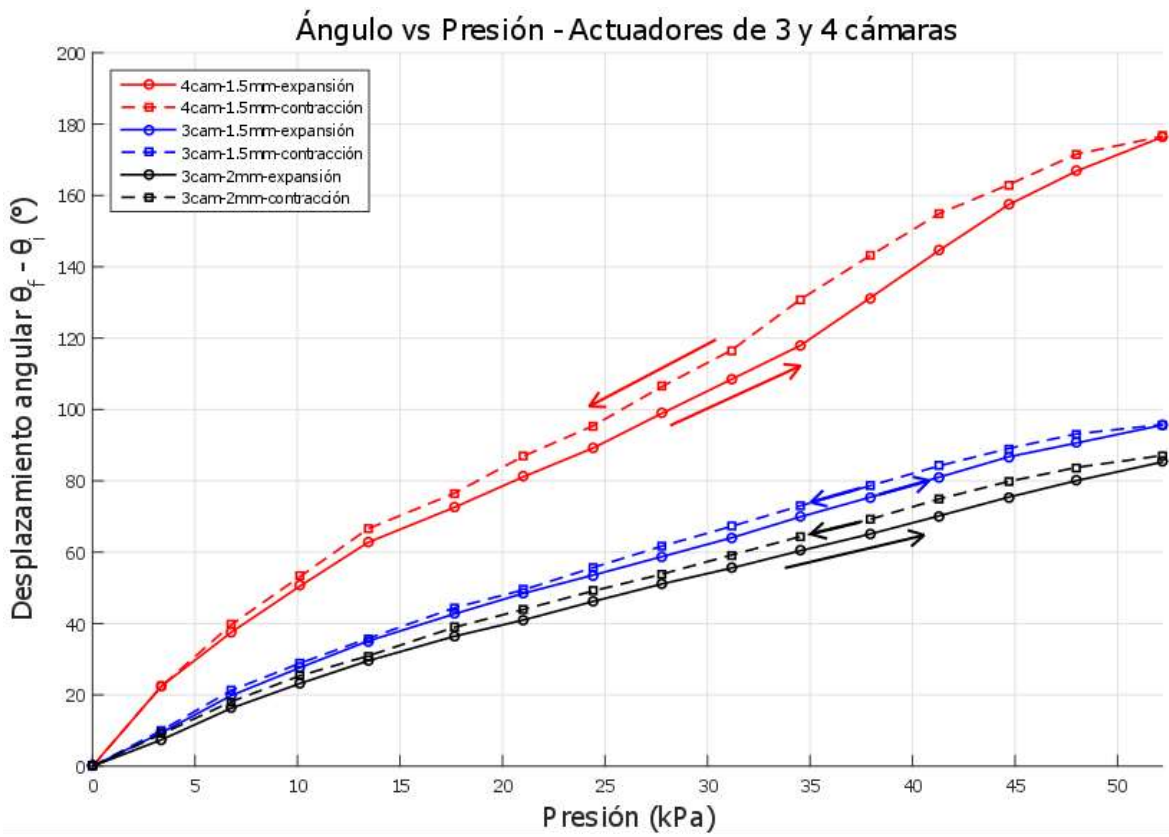


Figura 3.2: Gráfica de ángulo vs presión para los tres actuadores estudiados

Como se aprecia en la Figura 3.2, se presentan las relaciones de desplazamiento angular respecto a la presión interna de cada actuador. Se observa una cierta manifestación de histéresis entre las curvas de inflado (línea sólida) y desinflado (línea punteada). Como se puede observar en la Figura 3.1, para la misma presión, las cámaras del actuador de 4 cámaras están mucho más infladas (lo que se traduce en una mayor deformación en las cámaras, debido a que su volumen interno en el actuador de 4 cámaras es menor que en un actuador de 3 cámaras). Esta mayor deformación tiene como resultado cristalización inducida por deformación [105] de las cadenas internas. Aun para estas bajas presiones, las cargas que generan dentro del actuador permiten un nivel de deformación significativo en el actuador de 4 cámaras también debido a su configuración geométrica, lo que produce un cierto tipo de inercia debido a que el material tiende a permanecer en su estado inmediato anterior (el cual era estar más inflado), y por ello se puede observar que la curva de retorno está por encima de la curva de ida.

3.4 Pruebas de Fuerza

Para la medición de fuerza se hizo uso de un módulo de pruebas, de elaboración propia, el cual se muestra en la Figura 3.3

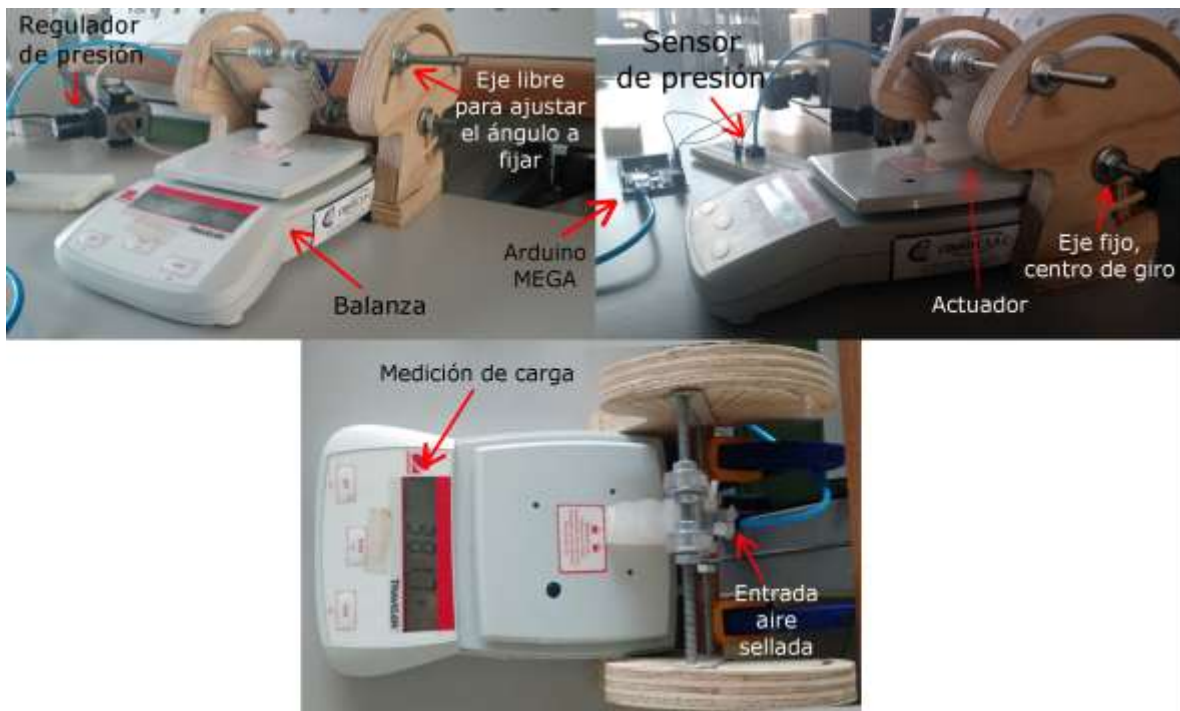


Figura 3.3: Módulo para la medición de fuerza ejercida por el actuador

El módulo hecho de madera permite mantener un ángulo fijo con el cual podremos obtener la carga que genera el actuador al ser inflado midiendo la presión interna que genera la restricción del movimiento angular, así se emula la restricción que presenta una mano espástica al momento de ser abierta. La presión interna, al igual que en las pruebas de desplazamiento angular, fue medida con el sensor de presión ASDXAVX100PGAA5 de la marca Honeywell presentado en la Figura 3.4.



Figura 3.4: Sensor de presión ASDXAVX100PGAA5 de la marca Honeywell

La gráfica de fuerza vs presión interna para los distintos actuadores se ha obtenido luego de fijarlos a 30°, 40°, 50° y 60° respecto de la horizontal, para luego insuflar aire y medir la carga normal que se genera en la cara libre. Las gráficas muestran una relación no lineal y que se asemejan a una curva de segundo orden, así mismo también presentan histéresis pero en muy baja medida. Uno de los puntos más importantes en las gráficas es la fuerza inicial que genera al estar el actuador a 30° lo cual sería la posición inicial de la mano ejerciendo una restricción igual a la fuerza que se enlista en el primer juego de curvas (ida y retorno) contando desde las que se encuentra más arriba hacia abajo. Los pares de curva (ida y retorno) en segunda, tercera y cuarta posición, visto en el mismo orden descendente luego de la curva de 30° representan la fuerza que se puede alcanzar al fijar un desplazamiento angular máximo de 40°, 50° y 60° respectivamente. Todas las pruebas se hicieron variando la presión ente 0 y 55 kPa. El comportamiento de fuerza entre los actuadores analizados es muy parecido, por lo que solo se discute sobre el actuador de 4 cámaras. Se pueden observar las gráficas de los otros actuadores en el Anexo 2.

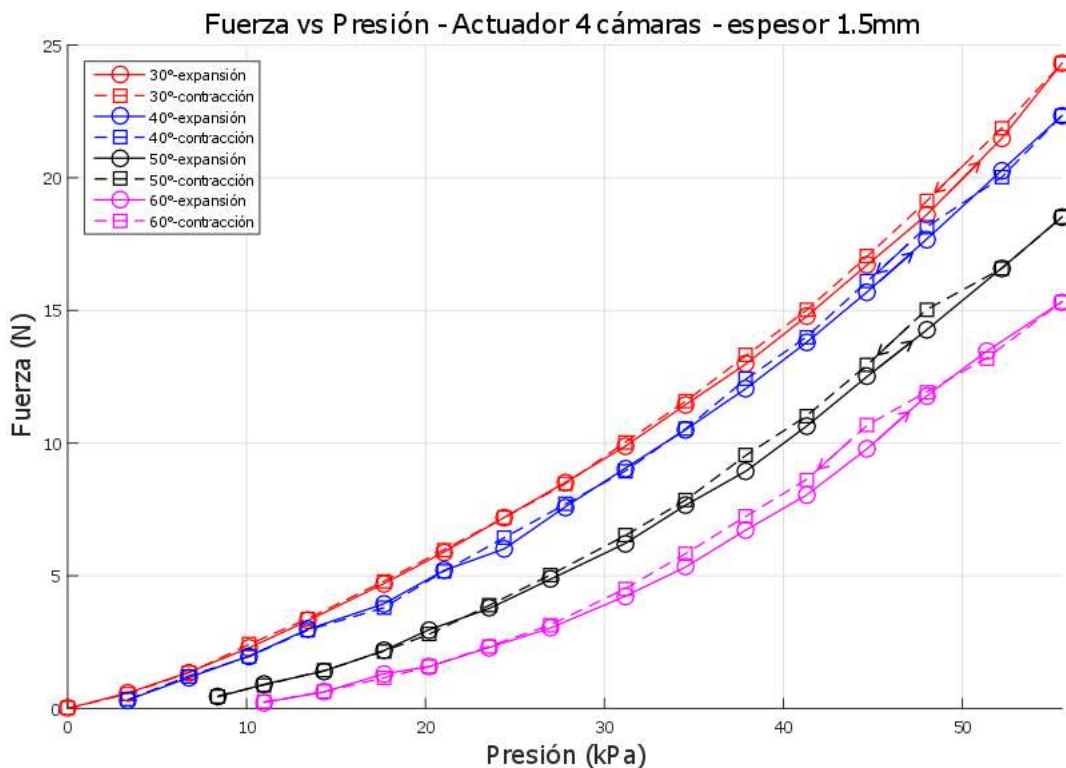


Figura 3.5: Relación de fuerza y presión interna para el actuador de 4 cámaras con espesor de pared de 1.5 mm

Para los actuadores de 4 cámaras con 1.5 mm de espesor de paredes internas, presentan una fuerza de 24.31 N en la cara libre que el actuador fijo a 30° respecto de la horizontal, con una presión interna de 55 kPa. Este es el valor máximo de fuerza que se tendría para esta configuración. Esta fuerza traducida a torque, con un brazo de palanca de 35 mm desde el punto donde se presenta la fuerza resultante a la articulación metacarpofalángica, sería de 850 Nmm aplicable a la articulación metacarpofalángica, este valor debe ser comparado con la rigidez que presenta el paciente en dicha articulación

3.5 Pruebas de Fatiga

Las pruebas de fatiga se realizaron a un desplazamiento angular ($\theta_f - \theta_i$) constante de 90° y sin la aplicación de carga debido a que no se tiene ninguna carga representativa. Se busca evaluar el tiempo de vida de los actuadores. Bajo estas condiciones la presión interna del actuador de 4 cámaras será de 28 kPa, mientras que para los actuadores de 3 cámaras se tiene una presión interna de 44 y 46 kPa para los espesores de 1.5 mm y 2 mm respectivamente, se tomó como actuador representativo de 3 cámaras a los que tienen 1.5 mm de espesor de pared interna debido a que su comportamiento es muy similar con los de 2 mm de espesor de pared interna, por lo que no es considerado en la Tabla 3.2 . Se consideraron ciclos con un periodo de 2 segundos, los cuales consistían en 1 segundo de inflado y otro segundo de desinflado; por cada configuración del actuador se realizaron 3 repeticiones, teniendo como resultado final 6 pruebas, se muestra el promedio de estas pruebas en la Tabla 3.2.

Tabla 3.2: Resultados del número de ciclos de fatiga de los actuadores de 3 y 4 cámaras

Configuración	Número de ciclos	Tiempo
4 cámaras – 1.5mm espesor	7108	4 horas
3 cámaras – 1.5mm espesor	3317	1.8 horas

Los modos de falla tienen dos causas directas, el proceso de fabricación y las zonas de concentración de esfuerzo debido al diseño del actuador estas zonas se encuentran en la parte inferior de entre las cámaras (ver Figura 3.6a) esto se debe al pequeño radio de curvatura que tiene la junta. En el proceso de fabricación, la cara de uno de los costados del actuador, denominada cara libre, no llega a tener un espesor de pared uniforme de 2mm como si ocurre con la cara inferior, por lo que existe una sutil variación de espesor en la cara libre, esto se debe al efecto de capilaridad cuando la silicona se encuentra en estado líquido y secando en el molde. Se observa que los actuadores siempre fallan en las juntas donde empieza una pequeña grieta que al inflarse y desinflarse se hace más grande, además de esto, siempre ocurre esta falla en la cara libre producto del proceso fabricación. Otras fallas que se han podido observar son rupturas cerca de las esquinas internas del actuador, lo que demuestra que dichas esquinas también se comportan como concentradores de esfuerzo (ver Figura 3.6b), sin embargo la falla principal por fatiga se da en las juntas entre las cámaras.

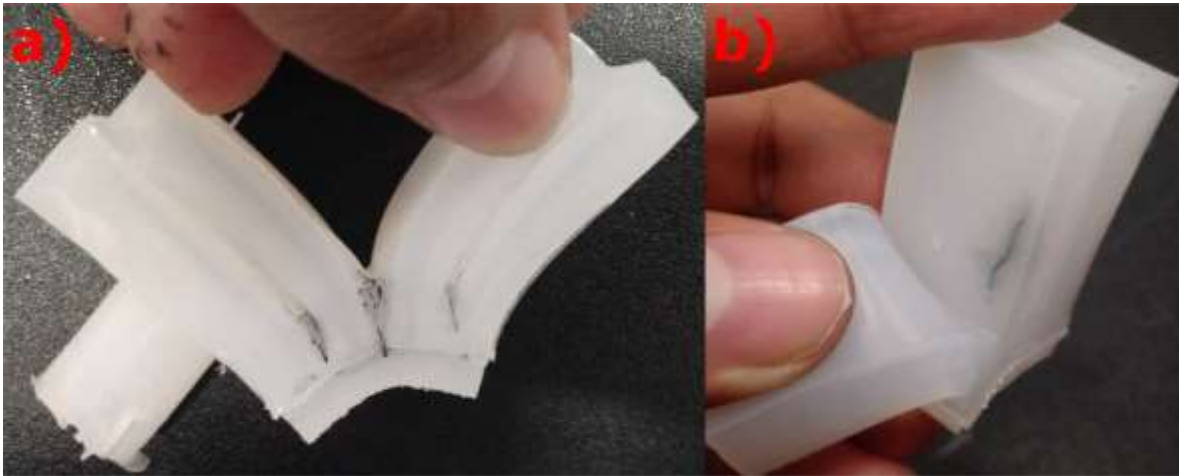


Figura 3.6: Modos de falla de los actuadores pintados de negro. a) Concentración de esfuerzos entre las cámaras por donde se ha propagado la falla, b) Rotura luego de la prueba de fatiga del actuador por un mal proceso de fabricación y concentración de esfuerzos

Tabla 3.3: Resultados de las pruebas realizadas.

Pruebas y Actuadores	Desplazamiento angular (a 55 kPa)	Fuerza máxima (fijo a 30° con 55 kPa)	Fatiga a amplitud constante (90°)	Presión máxima
3 cámaras 1.5 mm	90°	25.4 N	Más de 3000 ciclos	110 kPa
3 cámaras 2 mm	85°	23.25 N	Más de 3000 ciclos	110 kPa
4 cámaras 1.5 mm	180°	24.31 N	Más de 7000 ciclos	90 kPa

Valores máximos resaltados en negrita

3.6 Conclusiones

- La prueba de presión máxima ayudó a definir la presión máxima a la que debemos probar los actuadores (55 kPa) para un margen de seguridad (1.6 y 2) aceptable sin que los actuadores revienten.
- El valor del desplazamiento angular a una presión de 55 kPa muestra una marcada diferencia entre la configuración de 4 (180°) y 3 cámaras (85° – 95°), por lo que se determinó que al aumentar el número de cámaras de 3 a 4 (para los actuadores analizados y bajo las mismas condiciones de presión interna) el desplazamiento angular se duplicó.
- La gráfica obtenida para el desplazamiento angular respecto a la presión interna de los actuadores muestra una relación prácticamente lineal, en toda la curva, para las tres configuraciones presentadas, con un factor de correlación mínimo del 98%, el cual le corresponde a la configuración de 4 cámaras. Esta relación demuestra que el sistema es controlable.
- La histéresis presente en las curvas de desplazamiento angular vs presión interna de los actuadores muestra que entre el inflado (expansión) y desinflado (contracción) es despreciable para la configuración de 3 cámaras. Para la configuración de 4 cámaras la histéresis presente es mayor debido a la mayor deformación que experimentan sus

cámaras, y por ende una mayor resistencia al cambio por la cristalización inducida por deformación en la estructura interna del material.

- La fuerza máxima que logran alcanzar los actuadores al fijar un ángulo de 30° (se emula la mano en posición funcional y cerrada) para una presión interna de 55 kPa, se encuentra entre 23.25 y 25.4 N (ambos valores pertenecen a las configuraciones de actuadores con 3 cámaras), por lo que hay una variación de 2.15 entre la menor y mayor fuerza máxima perpendicular a la cara libre del actuador. El actuador de 4 cámaras presenta un valor intermedio de 24.31 N.
- La fuerza ejercida en la cara externa del actuador disminuye a medida que se fija un ángulo mayor y se mantiene la misma presión interna. Esto se identifica como un problema si se desea rehabilitar pacientes con manos muy rígidas.
- Las pruebas de fatiga muestran que el actuador de 4 cámaras (7108 ciclos) ha durado el doble de ciclos que el de 3 cámaras (3317) bajo condiciones iguales.
- El actuador con la configuración de 4 cámaras sería el elegido para ser usado en la integración del sistema robótico y la posterior prueba con pacientes. Las características más resaltantes de este actuador serían el mayor desplazamiento angular, un valor de fuerza intermedio comparado con las otras dos configuraciones de actuadores, así como un mayor tiempo de vida ante fatiga.

CAPÍTULO IV

INTEGRACIÓN DEL SISTEMA ROBÓTICO

4.1 Componentes del dispositivo final de rehabilitación

A continuación, se presentan los componentes del dispositivo de rehabilitación para luego explicar la integración de los diferentes subsistemas.

4.1.1 Sistema electroneumático

Se implementó un sistema electroneumático para el accionamiento del actuador, como se observa en la Figura 4.1, el sistema inicia con un tanque de aire comprimido, a la salida de este se conecta una válvula neumática 3/2 con accionamiento por solenoide y retracción por resorte, esta válvula es accionada por un microcontrolador (placa Arduino Nano). Al ser accionada la válvula el aire fluye hasta la válvula reguladora de caudal que es la encargada de controlar el flujo o velocidad de aire que circula en ese punto, luego de ello el aire pasa por una válvula reguladora de presión que reduce la presión entre 0 y 55 kPa. Para la retroalimentación se ha usado un sensor de deformación que en primera instancia calibra el sistema bajo las condiciones del paciente y registra el desplazamiento angular de la articulación metacarpofalángica. En la calibración el sensor toma un valor máximo o umbral para que posteriormente el microcontrolador, en la recolección de datos, compare los valores leídos con el valor máximo o umbral y accione o no el relé que a su vez accionará la válvula neumática 3/2 que dejará pasar el aire.

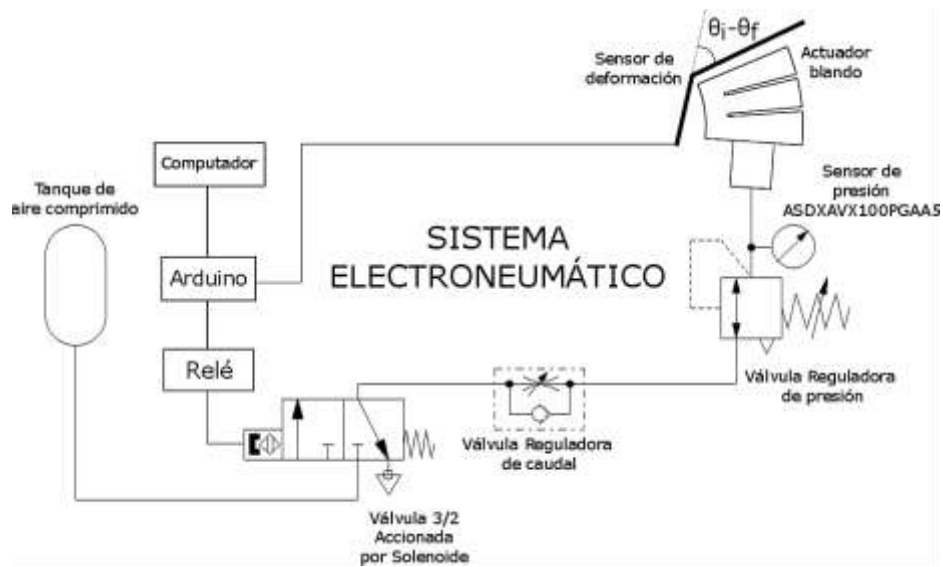


Figura 4.1: Sistema electroneumático usado para el accionamiento del actuador blando

4.1.2 Guante con sensor de deformación

Para cuantificar el desplazamiento angular de la articulación metacarpofalángica se usaron los sensores de deformación (Flex Sensor 2.2" de Spectra Symbol), los cuales aumentan su resistencia al ser flexionados, además de ser lo suficientemente sensibles para esta aplicación. Estos sensores van incorporados a un guante de licra (ver Figura 4.2), el cual los posiciona en cada dedo, pero a su vez permite un libre movimiento, lo que genera confort al ser usado por el paciente.



Figura 4.2: Guante con sensor de deformación fijado para el dedo índice

4.1.3 Juego serio

El juego implementado para este dispositivo tiene dos funciones principales, la primera es motivar al paciente a que realice el proceso de rehabilitación debido a la interacción visual, la segunda función es proveer del enfoque activo y repetitivo básico para la neurorehabilitación. El juego está basado en el baloncesto (ver Figura 4.3), el cual busca reproducir en cada lanzamiento el movimiento angular que tiene la articulación metacarpofalángica, el tiro siempre sigue la misma trayectoria y el balón solo se lanza luego de haber alcanzado la amplitud máxima junto al esfuerzo establecidos en la calibración.

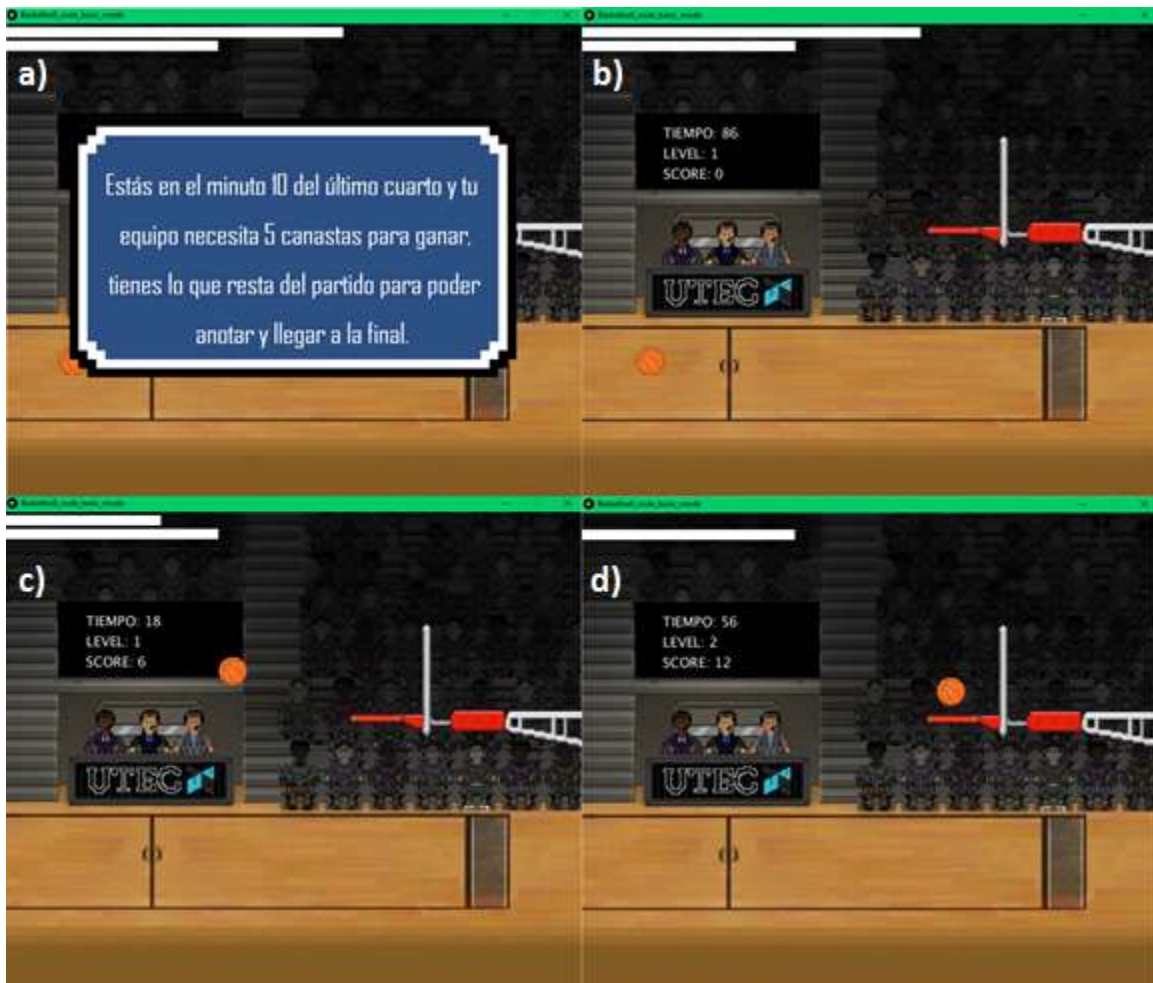


Figura 4.3: Interface del juego. a) Introducción del juego, b) Estado inicial del juego, c) Lanzamiento del balón luego de haberse superado el rango máximo de la calibración y d) Balón de básquet encestado para regresar al estado inicial del juego

4.3 Ejemplo de utilización del dispositivo

Para la utilización del dispositivo se presenta la siguiente secuencia lógica de funcionamiento.

- a) Se inicia con la calibración del dispositivo basado en el movimiento máximo relativo de cada paciente con el uso del sensor de deformación. Se le pide al paciente realizar un movimiento normal de extensión de las articulaciones metacarpofalángica de los dedos índice y medio, el sensor lee este movimiento como una variación en la resistencia, y entrega una señal en voltaje (0- 5V), la cual es mapeado a valores analógicos (0-1023) la cual luego sirve para fijar un rango adecuado para el juego en valores analógicos, con la posición en reposo y lo máximo que puede levantar cada dedo. Luego de obtener los valores mínimo y máximo, se le suma al valor máximo 10 valores analógicos con el objetivo de fijar la meta (valor meta) o el valor a superar por el paciente y que le exige realizar un esfuerzo extra a su movimiento normal. Existe una segunda calibración para las válvulas de regulación de presión y caudal de manera manual, activando de manera gradual el actuador y observando la respuesta del paciente a la amplitud y resistencia de movimiento, así como la rapidez de actuación del actuador.
- b) Como segundo paso, se alienta al paciente a empezar a jugar, la única regla en el juego es que debe superar su valor máximo y llegar al valor meta para que el balón se lance y el actuador se accione para terminar de completar el movimiento funcional o total según sea el caso, la capacidad del actuador frente a la rigidez de la mano del paciente ya ha sido probado con la segunda calibración denotada en el paso a.
- c) Luego de haber sido accionado, el actuador se desinfla y el paciente vuelve al estado inicial en el que deberá alcanzar otra vez el valor meta para repetir el mismo proceso del paso b. Como dato adicional, el dispositivo no cuenta con un sistema de control, solo recibe retroalimentación de si se alcanza o no el valor meta para con eso accionar o no al actuador; el no uso de un controlador responde a que no se necesitan valores precisos de movimiento en las articulaciones para el proceso de rehabilitación.
- d) Como un proceso de rehabilitación aparte, el dispositivo provee un movimiento pasivo-continuo, el cual guía de una manera repetitiva la extensión de los dedos índice y medio

sin que el paciente genere ningún movimiento voluntario, este ha sido pensado para manos flácidas, las cuales no tienen movimiento voluntario propio y necesitan tener activos los músculos de la mano y antebrazo para evitar su agarrotamiento.

La secuencia lógica explicada en esta sección puede ser entendida también con el siguiente diagrama de bloques de la Figura 4.5.

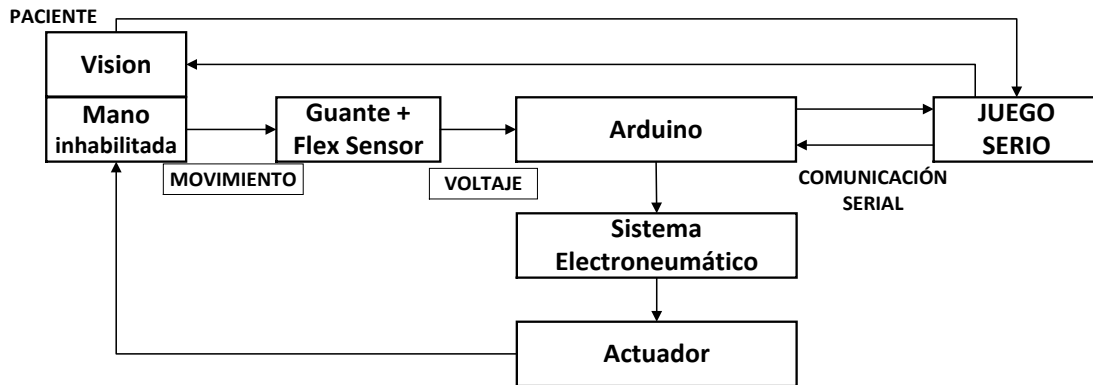


Figura 4.5: Diagrama de bloques del funcionamiento del dispositivo de rehabilitación

4.4 Pruebas en paciente

Para validar el dispositivo propuesto en este trabajo, se realizaron pruebas con un paciente, supervisadas por especialistas en el área de rehabilitación. El objetivo de estas pruebas es verificar que la solución propuesta es efectiva mediante la retroalimentación obtenida por el paciente y los especialistas y de este modo establecer los puntos de mejora del dispositivo. Se presentan los siguientes datos del paciente en el que se probó el dispositivo de rehabilitación: Paciente varón de 47 años con diagnóstico de hemiparesia derecha de 2 años de evolución por accidente cerebro vascular isquémico, el paciente se encuentra en una etapa 4 de la evaluación de Brunnstrom (ver

Tabla 1.1). Se siguió la siguiente metodología para la prueba con el paciente:

- Se inició con una introducción del dispositivo hacia el paciente, explicándole el porqué del guante, férula y actuadores blandos. Se le explicó el funcionamiento del sistema electroneumático de manera sencilla.

- Como segundo paso se le pidió posicionar su mano y antebrazo en la férula y soporte de madera respectivamente indicándole la posición exacta donde debía estar su mano.
- Como tercer paso se accionaron las válvulas neumáticas manualmente y se inflaron los actuadores de forma gradual regulando la presión interna máxima en el actuador, este paso tiene como objetivo regular la amplitud que alcanzará el actuador en cada accionamiento que se dé durante el juego. Para el caso específico del paciente en esta prueba la regulación alcanzó un rango total de 90° debido a que la rigidez que mostraba el paciente no era demasiado grande.
- Como cuarto paso, se procedió a realizar el ejercicio de movimiento pasivo continuo para identificar su respuesta frente a este tipo de movimiento y si le resultaba cómodo realizar dicho movimiento repetitivo.
- Como quinto paso, se le explicó la dinámica del juego y la calibración necesaria para poder usar el juego.
- Como sexto paso se le propuso al paciente ponerse el guante para proceder con la calibración del movimiento mínimo y máximo de la articulación metacarpofalángica y poder comenzar con el juego.
- Como último paso, el paciente logró jugar y realizar las repeticiones necesarias en un tiempo determinado por los especialistas de 10 minutos.

4.5 Resultados

El paciente refirió que el dispositivo era cómodo para su uso, así mismo nos comentó que los actuadores se adaptaban a sus dedos. Un punto importante en la retroalimentación obtenida fue el de la sujeción, pues en la prueba se dispuso la férula sin la correa de neopreno para ajustarse en la muñeca. El paciente comentó el cansancio que genera los movimientos repetitivos continuos en su mano; pero que esto, según los especialistas, es debido a que el ejercicio que debería estar programado para una hora se debe dar por intervalos y no de una manera constante. Con el guante no mostró ningún malestar o impedimento a la hora de usarlo, pero necesito ayuda para ponérselo, para una mano de mayor espasticidad se puede haber evidenciado un mayor esfuerzo a la hora de ponerse el guante. La mano y antebrazo,

como objetivo del diseño, fueron dispuestos en la posición funcional, por lo que tampoco se mostró rechazo a esa posición. Para la prueba de movimiento pasivo continuo ver Figura 4.6.



Figura 4.6: Prueba de movimiento pasivo continuo con el paciente para los dedos índice y medio

Respecto al juego, al inicio el paciente se encontraba un poco desconcertado, pero era producto de la afasia que presentaba (dificultad de comunicarse), con lo que referir sus dudas sobre el funcionamiento del juego le costaba un poco. Luego de ello, el paciente se concentró en el juego al ser parte esencial del dispositivo final, debido a que se mantuvo inmerso, además de ello la especialista nos comentó que es un buen aliciente en el proceso de rehabilitación debido a que el paciente se mantiene concentrado en el movimiento que debe realizar, e indicó la utilidad que presentaría el juego en las terapias de rehabilitación con niños, las que son un poco más complicadas debido al estímulo visual. El resultado del actuador inflado y ayudando al paciente se puede observar en la Figura 4.7.



Figura 4.7: Movimiento hasta el rango máximo de la articulación metacarpofalángica del paciente guiada por el actuador de los dedos índice y medio

Para la prueba de movimiento de extensión del pulgar, se usó, al igual que para los dedos índice y medio, la técnica del movimiento pasivo continuo (ver Figura 4.8), la retroalimentación recibida de parte del paciente fue que la sensación de uso era confortable, sin embargo, la especialista hizo hincapié en la disociación de movimientos era clave para este ejercicio, con lo que se nos pidió realizar un soporte que inhiba el movimiento de los dedos de la mano y solo deje libre al pulgar, dado que al tratar de mover el pulgar, el paciente se ayudaba con el movimiento de los otros dedos (sinergia muscular), lo que debería estar restringido para llevar un proceso de rehabilitación enfocada solo en el pulgar.



Figura 4.8: Movimiento de extensión del pulgar guiado por el dispositivo

4.6 Conclusiones

Se concluye, por parte del paciente, que el sistema robótico es ergonómico y confortable para su uso gracias a los actuadores blandos. La opinión por parte de los especialistas, acerca del juego, como parte del sistema, es que sería de mucha ayuda en su uso con niños para captar de mejor manera su atención en el proceso de rehabilitación. Finalmente, se concluyó, junto al paciente y especialistas, que el dispositivo (aún en su versión de prototipo) tiene potencial para ser usado con una cantidad mayor de pacientes, corrigiendo las observaciones hechas.

CONCLUSIONES

Se presentó un dispositivo robótico basado en actuadores blandos para rehabilitación de pacientes con manos hemipléjicas, en un estado espástico o rígido, producto de la enfermedad cerebro vascular. Debido al uso de la de robótica blanda (soft robotics), basados en materiales elastoméricos (como los cauchos de silicona), se pueden fabricar diversos actuadores que reproduzcan movimientos específicos muy convenientes para su uso en la interacción hombre-robot u hombre-máquina.

El actuador blando diseñado para este dispositivo ha sido validado gracias a las diversas pruebas realizadas al caucho de silicona RTV 1520 así como la caracterización del comportamiento del actuador frente a diversas condiciones de funcionamiento. Estas pruebas demuestran que el actuador tiene la capacidad de realizar el movimiento rotacional de extensión de la articulación metacarpofalángica de los de dedos de la mano y el movimiento de extensión del pulgar, importantes para la oposición. Es importante mencionar que los actuadores podrían no funcionar con pacientes con una rigidez muy marcada, además de que el tiempo de vida del actuador bajo un funcionamiento constante es bajo.

El dispositivo final integrado con el juego serio ha demostrado tener una importante conexión con el paciente debido a que lo motiva a realizar el proceso de rehabilitación. La ergonomía ha sido el factor más importante y destacado por el paciente y especialistas. Se puede decir que este dispositivo, en su versión de prototipo, tiene potencial para convertirse en un dispositivo de rehabilitación comercial.

Como trabajo a futuro se buscaría ahondar en una caracterización más detallada del material y actuadores; mejorar la conexión del dispositivo con el paciente; optimizar la portabilidad del dispositivo con un sistema electroneumático más compacto y de menor tamaño, así como una mayor robustez en las conexiones eléctricas y con los sensores del guante. Finalmente se buscaría extender las pruebas clínicas a una mayor cantidad de pacientes para poder validar el uso del dispositivo.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] Organización Mundial de la Salud, "Informe Mundial sobre la Discapacidad," 2011.
- [2] Australian Institute of Health and Welfare, "Technical definitions of disability," [En línea]. Available: <http://www.aihw.gov.au/disability/technical-definitions-of-disability/>.
- [3] Organización Mundial de la Salud, "CIF Clasificación Internacional del Funcionamiento, de la Discapacidad y de la Salud," Grafo, S.A., 2001.
- [4] United States Census Bureau, "How disabilities data are collected," [En línea]. Available: <http://www.census.gov/people/disability/methodology>.
- [5] Comisión Nacional de los Derechos Humanos – México, "Discapacidad – Tipos de Discapacidad," [En línea]. Available: http://www.cndh.org.mx/Discapacidad_Tipos.
- [6] Instituto Nacional de Estadística y Geografía, "Censos y conteos de población de vivienda," Junio 2013. [En línea]. Available: <http://www3.inegi.org.mx/sistemas/tabuladosbasicos/default.aspx?c=27303>.
- [7] Instituto Nacional de Estadísticas, "Censo 2012 Resultados XVIII Censo de Población," Santiago - Chile, 2012.
- [8] Servicio Nacional de Rehabilitación, "Anuario Estadístico Nacional sobre Discapacidad," 2014.
- [9] Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística, Atlas do censo demográfico 2010, Rio de Janeiro: IBGE, 2013.

- [10] N. Taboada y G. Minaya, "Caracterización clínica y etiológica de las diferentes discapacidades en el Estado Plurinacional de Bolivia, 2009-2010," vol. 16, n° 3, 2012.
- [11] Instituto Nacional de Estadística e Informática, "Primera Encuesta Nacional Especializada sobre Discapacida 2012," Lima, 2014.
- [12] Instituto Nacional de Estadística e Informática, Perú Características de la Población con Discapacidad, Lima - Perú: INEI, 2015.
- [13] Instituto Nacional de Rehabilitación, "Indicadores hospitalarios I Trimestre 2016," INR, Lima, 2016.
- [14] Instituto Nacional de Rehabilitación, "Desagregado de terapias, tareas y/o actividades I Semestre 2016," INR, Lima, 2016.
- [15] L. Dávalos y G. Málaga, "El accidente cerebrovascular en el Perú: Una enfermedad prevalente olvidada y desatendida," Rev. Peru Med. Exp. Salud Publica, vol. 31, n° 2, pp. 400-401, 2014.
- [16] Organización Mundial de la Salud, "¿Qué son los trastornos neurológicos?," [En línea]. Available: <http://www.who.int/features/qa/55/es/>.
- [17] H. Krebs, B. Volpe, M. Aisen y N. Hogan, "Increasing productivity and quality of care: Robot-aided neuro-rehabilitation," de J. of Rehabil. Res. and Develop., 2000.
- [18] Sociedad Iberoamericana de Enfermedad Cerebrovascular, "Enfermedad Cerebrovascular," 2015. [En línea]. Available: <http://www.siecv.net/>.
- [19] C. Abanto, T. Ton, D. Tirschwell, S. Montno, Y. Quispe, I. Gonzales, A. Valencia, P. Calle, A. Garate y J. Zunt, "Predictors of functional outcome among stroke patients in Lima, Peru," J. Stroke and Cerebrovascular Diseases, vol. 22, n° 7, pp. 1156-1162, 2013.

- [20] C. Alvarado, M. Lazo, J. Loza y G. Málaga, "One year prognosis after suffering the onset of cerebrovascular disease in patients from a public hospital in Lima, Peru," *Rev. Per. de Med. Exp. y Salud Pub.*, vol. 32, n° 1, pp. 98-103, 2015.
- [21] Organisation for Economic Cooperation and Development, "Health at a Glance 2015," OECD Publishing, Paris, 2015.
- [22] Stroke Association, "State of the Nation Stroke Statistics," Stroke Association, Londres, 2016.
- [23] A. Briseño, O. Domínguez y I. Saucedo, "El uso de captura de movimiento corporal para el análisis de discapacidades en miembros superior o inferior: Caso de uso: hemiplejia," *Rev. Int. de Tec. Cien. y Soc.*, vol. 1, n° 2, pp. 31-41, 2012.
- [24] J. Broeks, G. Lankhorst, K. Rumping y A. Prevo, "The long-term outcome of arm function after stroke: results of a follow-up study," *Disabil. Rehabil.*, vol. 21, n° 8, pp. 357-364, 1999.
- [25] H. Feys, W. D. Weerdt, B. Selz, G. Cox, R. Spichiger, L. Vereeck, K. Putman y G. V. Hoydonck, "Effect of a therapeutic intervention for the hemiplegic upper limb in the acute phase after stroke: a single-blind, randomized, controlled multicenter trial.," *Stroke*, vol. 29, n° 4, pp. 785-792., 1998.
- [26] H. Hendricks, J. V. Limbeek, A. Geurts y M. Zwarts, "Motor Recovery After Stroke: A Systematic Review of the Literature," *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 83, n° 11, pp. 1629-1637, 2002.
- [27] P. Miller, M. Huijbregts, C. Gowland, S. Barreca, W. Torresin, J. Moreland, M. Dunkley, J. Griffiths, S. VanHullenaar, B. Vanspall, M. Ward, P. Stratford y R. Barclay-Goddard, *Chedoke-McMaster stroke assessment: Development, Validation and Administration Manual*, Ontario - Canada: McMaster University and Hamilton Health Sciences, 2008.

- [28] B. Dobkin, "Strategies for stroke rehabilitation," *The Lancet Neurology*, vol. 3, n° 9, p. 528–536, 2004.
- [29] J. Classen, J. Liepert, S. Wise, M. Hallett y L. Cohen, "Rapid Plasticity of Human Cortical Movement Representation Induced by Practice," *J. Neurophysiol.*, vol. 79, n° 2, pp. 1117-1123, 1998.
- [30] L. Dimyan y M. Cohen, "Neuroplasticity in the context of motor rehabilitation after stroke," *Nature. Reviews. Neurology.*, vol. 7, n° 2, pp. 76-85, 2011.
- [31] B. Johansson, "Brain Plasticity and Stroke Rehabilitation," *Stroke*, vol. 31, n° 1, pp. 223-230, 2000.
- [32] N. Foley, A. Cotoi, J. Serrato, M. Mirkowski, J. Harris, S. Dukelow, K. Sequeira, J. Knutson, J. Chae y R. Teasell, "Ch. 10: Upper Extremity Interventions," de *Evidence-Based Review of Stroke Rehabilitation*, 2016, pp. 1-185.
- [33] D. Domínguez y M. Grau, "Entrenamiento aeróbico y de fuerza en la rehabilitación del ictus," *Fisioterapia.*, vol. 33, n° 5, pp. 210-216, 2011.
- [34] B. French, L. Thomas, M. Leathley, C. Sutton, J. McAdam, A. Forster, P. Langhorne, C. Price, A. Walker y C. Watkins, "Repetitive task training for improving functional ability after stroke," *Cochrane Database Syst. Rev.*, vol. 17, n° 4, pp. 1-55, 2007.
- [35] S. Masiero, A. Celia, G. Rosati y M. Armani, "Robotic-assisted rehabilitation of the upper limb after acute stroke," *Arch Phys Med Rehabil.*, vol. 88, n° 2, pp. 142-149, 2007.
- [36] M. Florez, "Intervenciones para mejorar la función motora en el paciente con ictus," *Rehabilitación*, vol. 34, n° 6, pp. 423-437, 2000.
- [37] M. Xu, "Chinese Herbal Medicine and Stroke - A Short Review," *J. of Herb. Med. Res.*, vol. 1, n° 1, pp. 7-9, 2016.

- [38] A. Kapandji, *Fisiología Articular: Esquemas comentados de mecánica humana*, Madrid: Médica Panamericana, 2006.
- [39] R. Caillet, *Anatomía funcional, biomecánica*, Marbán, 2006.
- [40] G. Bain, N. Polites, B. Higgs, R. Heptinsall y A. McGrath, "The functional range of motion of the finger joints," de *J. Hand. Surg. Eur. Vol.*, Adelaide - Australia, 2014.
- [41] P. Maciejasz, J. Eschweiler, K. Gerlach-Hahn, A. Jansen-Troy y S. Leonhardt, "A survey on robotic devices for upper limb rehabilitation," *J. of Neuroengine. and Rehab.*, vol. 11, nº 3, pp. 1-29, 2014.
- [42] I. Ertas, E. Hocaoglu, D. Barkana y V. Patoglu, "Finger Exoskeleton for Treatment of Tendon Injuries," *Int. Conf. on Rehab. Robot.*, pp. 194-201, 2009.
- [43] Rehab-Robotics Company Ltd., "Hand of Hope," 2016. [En línea]. Available: <http://www.rehab-robotics.com/hoh/index.html>.
- [44] C. Schabowsky, S. Godfrey, R. Holley y P. Lum, "Development and pilot testing of HEXORR: Hand EXOskeleton Rehabilitation Robot," *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol. 7, nº 36, pp. 1-16, 2010.
- [45] M. Mulas, M. Folgheraiter y G. Gini, "An EMG-controlled Exoskeleton for Hand Rehabilitation," *Int. Conf. on Rehab. Robot.*, pp. 371-374, 2005.
- [46] Broadened Horizons Inc., "PowerGrip Assisted Grasp Orthosis," 2011. [En línea]. Available: <http://www.broadenedhorizons.com/powergrip>.
- [47] M. Bouzit, G. Popescu, G. Burdea y R. Boian, "The Rutgers Master II-ND Force Feedback Glove," *Proc. 10th Symp. on Haptic Interfaces for Virtual Environ. and Teleoperator Syst.*, pp. 145-152, 2002.

- [48] P. Medina y J. Vélez, "“Soft Robotic”: Una nueva generación de robot," *Rev. Cient. Maskana*, vol. 5, nº especial, pp. 109-118, 2014.
- [49] L. Wen, D. Vogt, Z. Shi, Q. Shen y Z. Ren, "Ch. 11: Advanced Materials for Soft Robotics," de *Design, Fabrication, Properties and Applications of Smart and Advanced Materials*, Florida, CRC Press, 2016, pp. 342-375.
- [50] A. Asbeck, R. Dyer, A. Larusson y C. W. , "Biologically-inspired soft exosuit," *de Rehab. Rob.*, 2013.
- [51] I. Galiana, F. Hammond, R. Howe y M. Popovic, "Wearable Soft Robotic Device for Post-Stroke Shoulder Rehabilitation: Identifying Misalignments," de *Intell. Rob. and Syst.*, 2012.
- [52] N. Tsagarakis y D. Caldwell, "Development and Control of a Soft-Actuated' Exoskeleton for Use in Physiotherapy and Training," *Autonomous Robots*, vol. 15, nº 1, pp. 21-33, 2003.
- [53] T. Sugaiwa, H. Iwata y S. Sugano, "Shock absorbing skin design for human-symbiotic robot at the worst case collision," de *Human. Robot.*, 2008.
- [54] R. Bischoff, J. Kurth, G. Schreiber, R. Koeppe, A. Albu-Schaeffer, A. Beyer, O. Eiberger, S. Haddadin, A. Stemmer, G. Grunwald y G. Hirzinger, "The KUKA-DLR Lightweight Robot arm - a new reference platform for robotics research and manufacturing," de *Robot. (ROBOTIK)*, 2010.
- [55] M. Pratt y G. Williamson, "Series Elastic Actuators," de *Intell. Robot. and Syst.*, 1995.
- [56] L. Zollo, B. Siciliano, E. Guglielmelli y P. Dwio, "A Bio-inspired Approach for Regulating Visco-elastic Properties of a Robot Arm," de *Robot. and Autom.*, 2003.

- [57] T. Kato, I. Okumura, H. Kose, K. Takagi y N. Hata, "Tendon-driven continuum robot for neuroendoscopy: validation of extended kinematic mapping for hysteresis operation," de *J. of Computer Assisted Radiology and Surgery*, 2016.
- [58] German Aerospace Center, Università di Pisa, University of Twente, Istituto Italiano di Tecnologia and VRIJE Universiteit Brussel , "Viactors," [En línea]. Available: <http://www.viactors.org/VSA%20data%20sheets.htm>.
- [59] C. Majidi, "Soft robotics: A perspective - Current trends and prospects for the future free access," *Soft Robotics*, vol. 1, n° 1, pp. 5-11, 2014.
- [60] D. Trivedi, C. Rahn, W. Kier y I. Walker, "Soft robotics: Biological inspiration, state of the art, and future research," *Applied Bionics and Biomechanics*, vol. 5, n° 3, pp. 99-117, 2008.
- [61] K. Galloway, K. Becker, B. Phillips, J. Kirby, S. Licht, D. Tchernov, R. Wood y D. Gruber, "Soft Robotic Grippers for Biological Sampling on Deep Reefs," *Soft Robotics*, vol. 3, n° 1, pp. 23-33, 2016.
- [62] S. Shian, K. Bertoldi y D. Clarke, "Dielectric Elastomer Based "Grippers" for Soft Robotics," *Advanced Materials*, vol. 27, n° 43, pp. 6817-6819, 2015.
- [63] K. Hong, Y. Hui y Y. Chen-Hua, "High-Force Soft Printable Pneumatics for Soft Robotic Applications," *Soft Robotics*, vol. 3, n° 3, pp. 144-158, 2016.
- [64] M. Wairagkar, I. Zoulias, V. Oguntosin, Y. Hayashi y S. Nasuto, "Movement intention based Brain Computer Interface for Virtual Reality and Soft Robotics rehabilitation using novel autocorrelation analysis of EEG," de *Biomed. Robot. and Biomec.*, 2016.
- [65] P. Polygerinos, Z. Wang, K. Galloway, R. Wood y C. Walsh, "Soft robotic glove for combined assistance and at-home rehabilitation," de *Robot. and Auton. Syst.*, 2015.

- [66] A. Reymundo, E. Muñoz, M. Navarro, E. Vela y H. Krebs, "Hand rehabilitation using Soft-Robotics," de *Biomed. Robot. and Biomec.*, 2016.
- [67] J. Florez, M. Shah, E. Moraud, S. Wurth, L. Baud, J. Zitzewitz, R. B. V. Den, S. Micera, G. Courtine y J. Paik, "Rehabilitative Soft Exoskeleton for Rodents," de *Trans. on Neu. Syst. and Rehab.*, 2015.
- [68] H. Yap, J. Lim, F. Nasrallah, J. Goh y R. Yeow, "A Soft Exoskeleton for Hand Assistive and Rehabilitation Application using Pneumatic Actuators with Variable Stiffness," de *Robot. and Auton.*, 2015.
- [69] M. Wehner, B. Quinlivan, P. Aubin, E. Martinez-Villalpando, M. Baumann, L. Stirling, K. Holt, R. Wood y C. Walsh, "A Lightweight Soft Exosuit for Gait Assistance," de *Robot. and Auton.*, 2013.
- [70] K. Jayarama y R. Fulla, "Cockroaches traverse crevices, crawl rapidly in confined spaces, and inspire a soft, legged robot," *Proc. of the National Academy of Sciences of the United States of America*, vol. 113, n° 8, pp. 950-957, 2015.
- [71] C. Fiazza, T. Salumäe, M. Listak, G. Kulikovskis, R. Templeton, O. Akanyeti, W. Megill, P. Fiorini y M. Kruusmaa, "Biomimetic mechanical design for soft-bodied underwater vehicles," de *OCEANS*, Sydney, 2010.
- [72] A. Marchese, C. Onal y D. Rus, "Autonomous Soft Robotic Fish Capable of Escape Maneuvers Using Fluidic Elastomer Actuators," *Soft Robotics*, vol. 1, n° 1, pp. 75-87, 2014.
- [73] K. Uesugi, K. Shimizu, Y. Akiyama, T. Hoshino, K. Iwabuchi y K. Morishima, "Contractile Performance and Controllability of Insect Muscle-Powered Bioactuator with Different Stimulation Strategies for Soft Robotics," *Soft Robotics*, vol. 3, n° 1, pp. 13-22, 2016.

- [74] T. Giffney, M. Xie, A. Yong, A. Wong, P. Mousset, A. McDaid y K. Aw, "Soft Pneumatic Bending Actuator with Integrated Carbon Nanotube Displacement Sensor Robotics," *Robotics*, vol. 5, n° 7, 2016.
- [75] J. Case, M. Yuen, M. Mohammed y R. Kramer, "Chapter 9 Sensor Skins: An Overview," de *Stretchable Bioelectronics for Medical Devices and Systems*, Springer, 2016, pp. 173-191.
- [76] S. Russo, T. Ranzani, H. Liu, S. Nefti-Meziani, K. Althoefer y A. Menciassi, "Soft and Stretchable Sensor Using Biocompatible Electrodes and Liquid for Medical Applications," *Soft Robotics*, vol. 2, n° 4, pp. 146-154, 2015.
- [77] H. Zhang y M. Wang, "Multi-Axis Soft Sensors Based on Dielectric Elastomer," *Soft Robotics*, vol. 0, n° 0, 2015.
- [78] M. Luo, M. Agheli y C. Onal, "Theoretical Modeling and Experimental Analysis of a Pressure-Operated Soft Robotic Snake," *Soft Robotics*, vol. 1, n° 2, pp. 136-146, 2014.
- [79] B. Mirlletz, P. Bhandal, R. Adams, A. Agogino, R. Quinn y V. SunSpira, "Goal-Directed CPG-Based Control for Tensegrity Spines with Many Degrees of Freedom Traversing Irregular Terrain," *Soft Robotics*, vol. 2, n° 4, pp. 165-171, 2015.
- [80] M. Cianchetti, T. Ranzani, G. Gerboni, T. Nanayakkara, K. Althoefer, P. Dasgupta y A. Menciassi, "Soft Robotics Technologies to Address Shortcomings in Today's Minimally Invasive Surgery: The STIFF-FLOP Approach," *Soft Robotics*, vol. 1, n° 2, pp. 122-131, 2014.
- [81] Z. Deng, M. Stommel y W. Xu, "Soft Robotics Technology and a Soft Table for Industrial Applications," de *Robot Intelligence Technology and Applications 4*, vol. 447, Springer, 2016, pp. 397-409.

- [82] P. Polygerinos, S. Lyne, Z. Wang, L. Nicolini, B. Mosadegh, G. Whitesides y C. Walsh, "Towards a Soft Pneumatic Glove for Hand Rehabilitation," de *Intell. Robots and Syst.*, Tokyo, 2013.
- [83] H. Yap, J. Lim, J. H. Goh y C. Yeow, "Design of a Soft Robotic Glove for Hand Rehabilitation of Stroke Patients With Clenched Fist Deformity Using Inflatable Plastic Actuators," *J. Med. Devices*, vol. 10, n° 4, p. 6, 2016.
- [84] Idrogenet s.r.l., "Gloreha Hand Rehabilitation Glove," 2016. [En línea]. Available: <http://www.gloreha.com/>.
- [85] D. Rus y M. Tolley, "Design, fabrication and control of soft robots," *Nature*, vol. 521, pp. 467-475, 2015.
- [86] W. Coral, C. Rossi, J. Colorado, D. Lemus y A. Barrientos, "SMA-Based Muscle-Like Actuation in Biologically Inspired Robots: A State of the Art Review," de *Smart Actuation and Sensing Systems – Recent Advances and Future Challenges*, Rijeka, InTech - Open Access Publisher, 2012, pp. 53-82.
- [87] F. Connolly, P. Polygerinos, C. Walsh y K. Bertoldi, "Mechanical Programming of Soft Actuators by Varying Fiber Angle," *Soft Robotics*, vol. 2, n° 1, pp. 26-32, 2015.
- [88] T. Noritsugu, M. Kubota y S. Yoshimatsu, "Development of Pneumatic Rotary Soft Actuator Made of Silicone Rubber," de *J. of Robot. and Mecha.*, 2001.
- [89] Y. Sun, Y. Seong y J. Paik, "Characterization of Silicone Rubber Based Soft Pneumatic Actuators," de *Intell. Robots and Syst.*, Tokyo, 2013.
- [90] B. Mosadegh, P. Polygerinos, C. Keplinger, S. Wennstedt, R. Shepherd, U. Gupta, J. Shim, K. Bertoldi, C. Walsh y G. Whitesides, "Pneumatic Networks for Soft Robotics that Actuate Rapidly," *Advanced Functional Materials*, pp. 1-7, 2013.

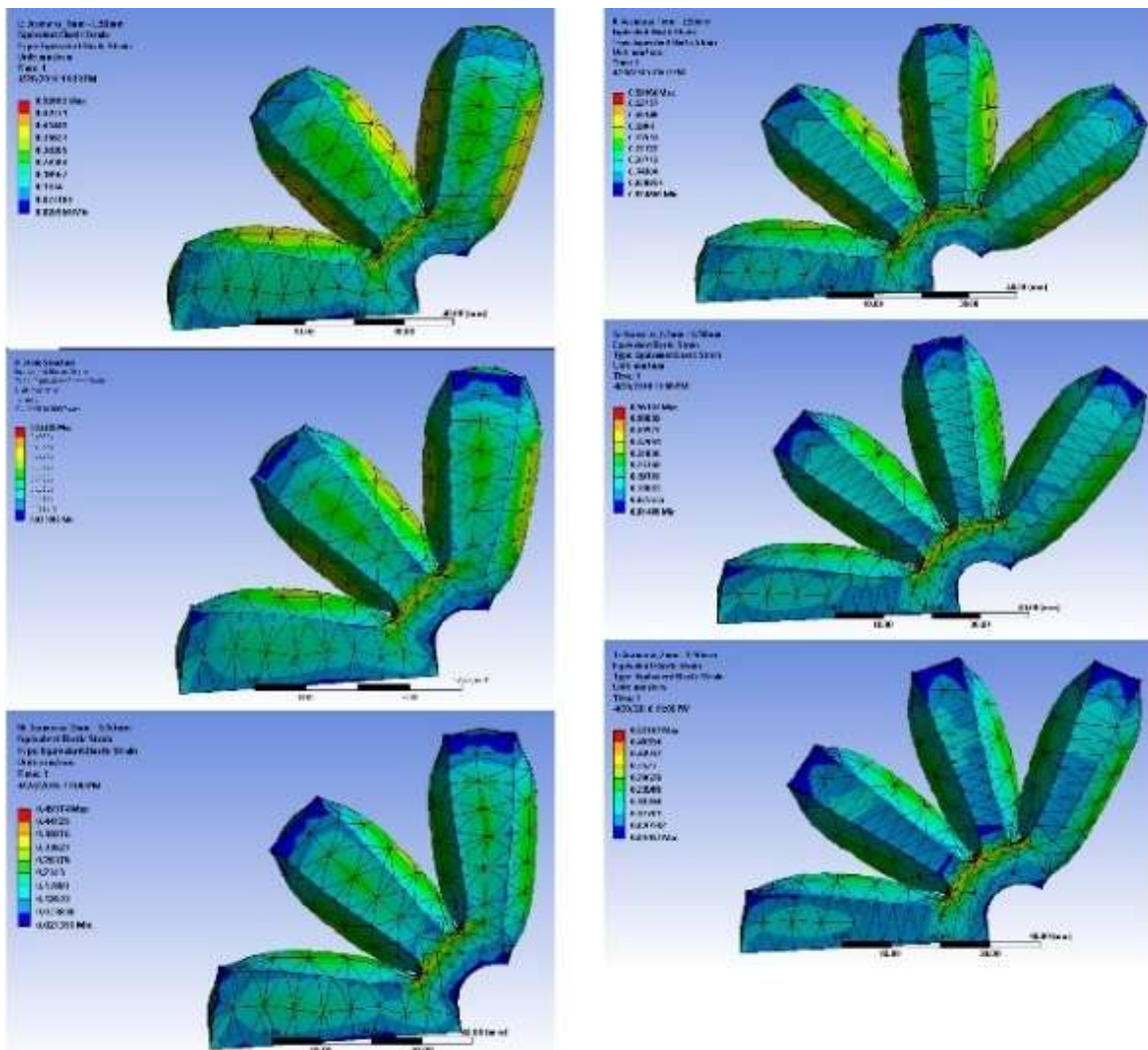
- [91] E. Cano, L. Cerezo y M. Urbina, "Valorización material y energética de neumáticos fuera de uso," CEIM Dirección General de Universidades e Investigación, Madrid, 2007.
- [92] University of Colorado Boulder, "5 Stress-Strain Material Laws," [En línea]. Available:
<http://www.colorado.edu/engineering/CAS/courses.d/Structures.d/IAST.Lect05.d/IAST.Lect05.pdf>.
- [93] R. Jakel, Analysis of Hyperelastic Materials with MECHANICA, PTC Global Services, 2010.
- [94] ASTM International, "Standard Test Methods for Vulcanized Rubber and Thermoplastic Elastomers—Tension," [En línea]. Available:
<http://www.astm.org/cgi-bin/resolver.cgi?D412-15a>.
- [95] J. Case, E. White y R. Kramer , "Soft Material Characterization for Robotic Applications," Soft Robotics, vol. 2, n° 2, pp. 80-87, 2015.
- [96] Smooth-On, "Dragon Skin® 30," [En línea]. Available: <https://www.smooth-on.com/products/dragon-skin-30/>.
- [97] K. Cho, J. Koh, S. Kim, W. Chu, Y. Hong y S. Ahn, "Review of Manufacturing Processes for Soft Biomimetic Robots," Int. J. Precision. Eng. Manufac., vol. 10, pp. 171-181, 2009.
- [98] A. Marchese, R. Katzschmann y D. Rus, "A Recipe for Soft Fluidic Elastomer Robots," Soft Robotics, vol. 2, n° 1, pp. 7-25, 2015.
- [99] Y. Xia y G. Whitesides, "Soft Lithography," Annu. Rev. Mater. Sci., vol. 28, pp. 153-184, 1998.

- [100] E.I.R.L.SILIKA MOLDES E INSUMOS, "Caucho Silicona RTV Platino -Grado Alimenticio-," [En línea]. Available: <http://silikamoldeseinsumos.com/productos/caucho-silicona-rtv-platino/>.
- [101] J. Melo, Ergonomía desde el punto de vista de la Higiene y seguridad Industrial.
- [102] O. Shergold, N. Fleck y D. Radfor, "The uniaxial stress versus strain response of pig skin and silicone rubber at low and high strain rates," *Int. J. of Impact Engie.*, vol. 32, p. 1384–1402, 2006.
- [103] L. Masia, H. Krebs, P. Cappa y N. Hogan, "Design and Characterization of Hand Module for Whole-Arm Rehabilitation Following Stroke," *Trans. on Mecha.*, vol. 15, n° 3, pp. 399-407, 2007.
- [104] École polytechnique fédérale de Lausanne, "RECONFIGURABLE ROBOTICS LAB RRL," [En línea]. Available: <http://rrl.epfl.ch/page-86159.html>.
- [105] M. Riera, M. Sánchez-Soto, A. Gordillo y J. Prado, "Modelización y simulación del comportamiento mecánico de materiales elastoméricos," [En línea]. Available: <http://upcommons.upc.edu/bitstream/handle/2117/14535/2004-ABAQUS-ELASTOMEROS.pdf>.

ANEXOS

ANEXO 1: Resultados de las simulaciones

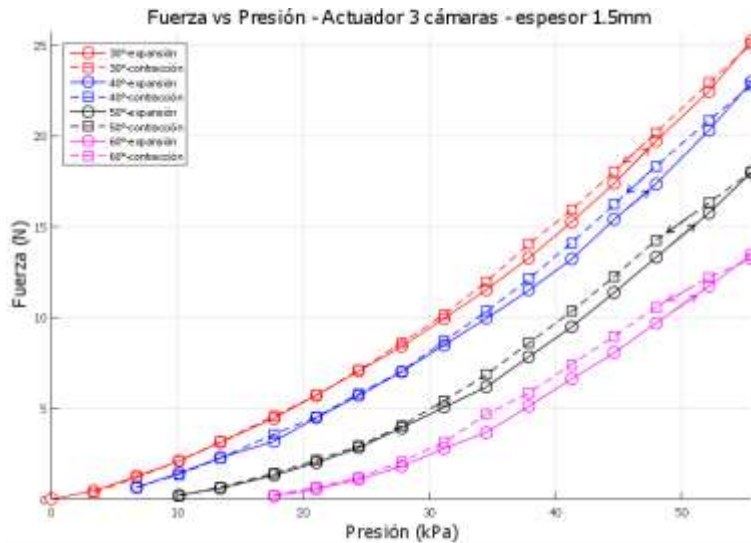
Se presentan los resultados gráficos y valores de deformación para una presión uniforme 75 kPa en las configuraciones de 3 y 4 cámaras. Se muestra la diferencia de apertura angular que llegan a alcanzar los actuadores de 4 cámaras respecto de los actuadores de 3 cámaras. La escala de colores indica la deformación y los colores más claros indican zonas de mayor deformación. Se observa además los puntos de concentración de esfuerzo en las juntas entre cámaras.



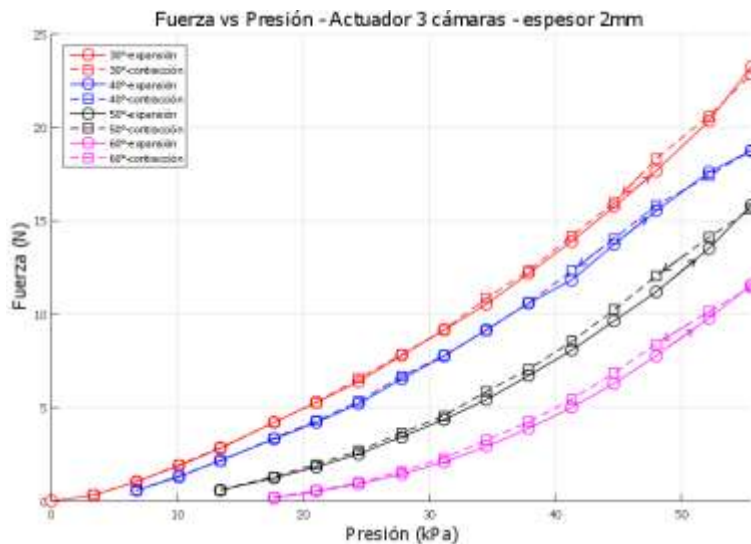
Resultados de la simulación para actuadores de 38mm de largo y 75kPa de presión interna para la configuración de 3, 4 cámaras

ANEXO 2: Gráficas de fuerza vs presión

A continuación se muestran las gráficas de fuerza vs presión interna para los actuadores de tres cámaras



Gráfica de fuerza vs presión interna para el actuador de tres cámaras con espesor de pared interna de 1.5 mm



Gráfica de fuerza vs presión interna para el actuador de tres cámaras con espesor de pared interna de 2 mm

ANEXO 3: Código interface Arduino con Processing

A continuación, se muestra el código para el interface entre Arduino y Processing

```
#include <SoftwareSerial.h>
SoftwareSerial mySerial(10,11);

const int switchPin1 = 5;
const int switchPin2 = 4;
int LED = 6;
int switchState1 = 0;
int switchState2 = 0;
int flexPin = 0;
int temporal=0,minimo = 1000, maximo = 0,temporal2=0;
double i=0;
int inflado;

void setup() {
  Serial.begin(9600);
  mySerial.begin(9600);
  pinMode(switchPin1, INPUT);
  pinMode(switchPin2, INPUT);
  pinMode(LED,OUTPUT);
  digitalWrite(LED,LOW);
  /*
  pinMode(LED1,OUTPUT);
  digitalWrite(LED1,LOW);
  pinMode(LED2,OUTPUT);
  digitalWrite(LED2,LOW);
  */
}

void loop() {
  switchState1 = digitalRead(switchPin1);
  switchState2 = digitalRead(switchPin2);
  int Level = map(analogRead(flexPin), 80, 310, 80, 310);
  int Rank= constrain(Level, 80, 311);
  // Serial.write('0');
  /*
  Serial.print(switchState1);
  Serial.print(" ");
  Serial.println(switchState2);
  */
  if (switchState1 == HIGH) {
    Serial.write('0');
    temporal = analogRead(flexPin);
    // Serial.println(temporal);
    if(temporal<=minimo)
    {
      minimo = temporal;
    }
    if(temporal>=maximo)
```



```

    {
        maximo = temporal;
    }
}

if (switchState2 == HIGH)
{
    /*
    Serial.print(minimo);
    Serial.print(" ");
    Serial.print(maximo);
    Serial.print(" ");
    Serial.print(Rank);
    Serial.print(" ");
    Serial.print(maximo+10);
    Serial.print(" ");
    Serial.print(maximo+20);
    Serial.print(" ");
    Serial.print(maximo+25);
    Serial.print(" ");
    Serial.println(inflado);
    */
    // digitalWrite(ledPin, LOW);
    if(Rank>minimo && Rank <=maximo) /// son los valores que el paciente puede mover
    {
        inflado = 0;
        // digitalWrite(ledPin, LOW);
        // digitalWrite(ledPin2, LOW);
        digitalWrite(LED,LOW);
        Serial.write('1');
    }

    if(Rank>maximo && Rank <= maximo + 10) /// el esfuerzo del paciente
    {
        // digitalWrite(ledPin, HIGH);
        // digitalWrite(ledPin2, LOW);
        inflado = 1;
        digitalWrite(LED,HIGH);

        Serial.write('2');
        delay(500);
    }

    if(Rank>maximo + 10 ) /// ayuda al paciente
    {
        // digitalWrite(ledPin, LOW);
        // digitalWrite(ledPin2, LOW);
        inflado =0;
        digitalWrite(LED,LOW);
        Serial.write('3');
        delay(1000);
    }
}
}
}

```

ANEXO 4: Código del juego en Processing

A continuación se muestra el código para la ejecución del juego en Processing

```
import processing.serial.*;
Serial myPort;
String val;
PImage fondo;
PImage canasta;
PImage pelota;
PImage intro;

float xpos, ypos, xvel, yvel, accel, n, xbasket, ybasket, boardHeight, give, space, i, wind;
float x_linea, y_linea, angulo, angulo1, sign;
int value = 0, dir = 1, level, score, hiscore, ballColor, comment, flag=0;
boolean falling, Shoot, backboard, windOn, unlock1, reset, variable=false;
PShader blur;
boolean lanzado = true;

void setup() {
  size (854, 718);
  //System.out.println(Serial.list()[0]);
  String portName = "COM8";//Serial.list()[1];
  myPort = new Serial(this, portName, 9600);
  fondo = loadImage("fondo.jpg");
  pelota= loadImage("pelota.png");
  canasta= loadImage("canasta.png");
  intro= loadImage("intro.png");

  xpos = width/5-70;
  ypos = height-220;
  yvel = .1;
  xvel = .1;
  accel = 1;
  falling = false;
  Shoot = false;
  xbasket = 470;
  ybasket = 300;
  backboard = false;
  give = 20;
  score = 0;
  space = 0;
  level = 1;
  hiscore = 0;
  comment = 0;
  wind = random(-.3, .3);
  windOn = false;
  unlock1 = false;
  ballColor = 4;
  reset = false;
}
```

```

void draw() {
  background(fondo);
  textSize(20);
  fill(255);
  int s = millis()/1000;
  /*
  if (comment == 1){
    text("Really, bro?", width/2-50, height -60);
  }
  if (comment >= 2 && comment <3){
    text("AMAZING!", width/2-50, height -60);
  }

  */
  fill(255);
  if (level == 1){
    unlock1 = true;
  }

  boardHeight = 150;
  n = 150;

  noStroke();
  fill(255);
  if (score > hiscore){
    hiscore = score;
  }
  textSize(20);
  if (windOn == true){
    xvel += wind;
    text("WIND: " + wind, 10, height - 90);
  }

  text("TIEMPO: " + s, 120, 168);
  text("SCORE: " + score, 120, 228);
  level = score/10 + 1;
  text("LEVEL: " + level, 120, 198);
  rect(xbasket+41, ybasket, n-36, 5);
  //println(score + ", " + level);

  if (xpos >= width||ypos >= height){
    reset = true;
  }
  if (xvel > 25){
    xvel = 25;
  }
  if (yvel >25){
    yvel = 25;
  }
  rect(0, 5, yvel*20, 15);
  rect(0, 25, xvel*20, 15);

  rect(xbasket+n, ybasket - boardHeight+20, 5, boardHeight-15);

```

```

image(canasta,xbasket+30,ybasket-140);

if (Shoot == false||falling==false){
    angulo = 45;
    x_linea = xpos+70*cos(angulo);
    y_linea = ypos-70*sin(angulo);
    stroke(255);
    //x line(xpos, ypos, x_linea, y_linea);
    noStroke();

    xvel = 30*cos(angulo);//(mouseX-width/5)/7;
    yvel = 30*sin(angulo);//(height-300 - mouseY)/7;
}

if (Shoot == true||falling==true) {
    falling = true;
    if (backboard) {
        yvel -= 5 ;
        xpos -= 1.25*xvel;
        give = 40;
    }
    else {
        xpos+= xvel;
    }

    yvel -= accel;
    ypos -= yvel;
}

if (xpos > xbasket-20 + n && xpos < xbasket + n + 30 && ypos > ybasket -boardHeight-5 && ypos < ybasket)
{
    backboard = true;
}
if(xpos>xbasket-10 && xpos<xbasket+20 && ypos < (ybasket + give) && ypos > (ybasket -10)){
    yvel = -yvel;
    xvel = -xvel;
}
if (xpos>xbasket+20 && xpos<(xbasket+n) && ypos < (ybasket + give) && ypos > (ybasket -10) && yvel <
1) {
    xpos = width/5-70;
    ypos = height-220;
    yvel = .1;
    xvel = .1;
    accel = 1;
    falling = false;
    Shoot = false;
    ybasket = 300;
    xbasket = 470;
    wind = random(-.3, .3);

    backboard = false;
    score += 1;
    comment = score + 1;
}

```

```

}

image(pelota,xpos -24,ypos -24);

if(millis()/1000<=10) {
image(intro,87.5,130); //159.5
}
else {
image(intro,-1000,159.5);
}
/*
if (unlock1 == true){
}
*/
if (reset == true){
xpos = width/5-70;
ypos = height-220;
yvel = .1;
xvel = .1;
accel = 1;
n = 150;
falling = false;
Shoot = false;
ybasket = 300;
xbasket = 470;
wind = random(-.3, .3);
backboard = false;
boardHeight = 150;
give = 15;
score = 0;
i = 0;
space = 0;
comment = 1;
reset = false;
}
read();
delay(40);
}

void read() {

if ( myPort.available() > 0)
{
val = myPort.readString();
//System.out.println(val);

if (val.equals("3"))//&& lanzado)
{ // If the serial value is 0,
Shoot = true;
}

println(val);
}
//Shoot = true;

```

```
    else
    {
        println("tmr");
    }

}

void keyPressed() {
    if (key == 'r') {
        reset = true;
    }

    if (key == 'w'){
        windOn = !windOn;
    }
    if(millis()/1000>3){
        if (key == 'x') {
            Shoot = true;
        }
    }
    /*
    if ( unlock1 == true){
        if (key == 'c'){
            ballColor = 1;
        }
    }
    */
}
```