



UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DEL ESTADO DE MÉXICO

Facultad de Ingeniería

**Identificación de criterios de diseño para el desarrollo de
mecanismos planos utilizados en rehabilitación de dedos**

TESIS

Que para obtener el Grado de
Doctor en Ciencias de la Ingeniería

Presenta:

Oswaldo Díaz Rodea

Directores de tesis:

Adriana H. Vilchis González

Julio César Díaz Montes

Toluca, México

Marzo 2020

Resumen

En los últimos 20 años se han diseñado diversos dispositivos para rehabilitación de mano, cada uno con distintos enfoques de diseño, en cuanto a capacidades de movimiento o de fuerzas, sistemas de actuación, ajustes dimensionales, dedos participantes, peso y dimensiones entre otros.

Derivado de esta diversidad de enfoques, el diseño mecánico de los dispositivos resulta en un conjunto de configuraciones cinemáticas que no siempre conducen a los resultados esperados, por lo que el diseño final del dispositivo usualmente debe pasar por un proceso de rediseño a fin de mejorar u optimizar sus capacidades.

En consecuencia, en este trabajo se presenta una propuesta de criterios de diseño mecánico identificados y delimitados a partir de un estudio minucioso de los diseños reportados en la literatura durante el periodo 2000-2020. Este conjunto de criterios engloba los aspectos fundamentales para el diseño de dispositivos para la rehabilitación de la mano bajo distintas necesidades.

La importancia de este trabajo radica en que la propuesta presentada será capaz de guiar, al desarrollador o investigador, por la vía más directa y rápida posible en la obtención de mecanismos planos útiles para el diseño de dispositivos de rehabilitación de dedos. Esto sin sacrificar los requerimientos mínimos de cualquier dispositivo de este tipo.

Para validar el uso de los criterios de diseño, se presentan dos casos de estudio enfocados en el diseño de dispositivos de rehabilitación post accidente cerebrovascular. El primero de ellos corresponde al diseño de un dispositivo portable para el dedo índice, llegando hasta la etapa del modelo mecánico en software de diseño. El segundo caso, incluye la propuesta de tres mecanismos planos que en conjunto pueden ser aplicados para el diseño de un dispositivo de rehabilitación portátil.

Abstract

Over the last 20 years, many devices for hand rehabilitation have been designed, each one with different design approach related to movement or force capabilities, actuation systems, dimensional adjustments, fingers involved, weight or dimensions, among others.

Due to this variety of approaches, the mechanical design of devices is the consequence of a set of kinematic configurations that not always produce the expected results, so that the final design of the device has to pass through a redesign process in order to enhance or optimize its capabilities.

In order to avoid the redesign process, this investigation presents an approach of mechanical design criteria, identified and limited after an extensive review of the designs published during the 2000-2020 period. This set of criteria involves the main aspects for the design of devices for hand rehabilitation that may be used under different conditions.

The relevance of this work is given by the possibility of guiding the researcher or developer of devices for hand rehabilitation through the fastest and most direct path for achieving useful planar mechanisms for the design, without sacrificing the minimal requirements in any hand rehabilitation device.

In order to demonstrate the viability of the use of the design criteria, two study cases are presented. The cases focus on the design of devices for hand rehabilitation after a stroke. In the first case, a wearable device was designed for the index finger rehabilitation, the mechanical model of the final device was created using a design software. In the second case, three planar mechanisms were proposed to be used in the design of a portable device for hand rehabilitation.

Contenido

Introducción	ix
I. Marco teórico o conceptual	15
1.1 Anatomía de la mano	15
1.1.1 Huesos y articulaciones	16
1.1.2 Músculos	17
1.1.3 Tendones y ligamentos	18
1.2 Biomecánica de la mano	19
1.2.1 Movimientos del pulgar	20
1.2.2 Movimientos de los dedos, índice, medio, anular y meñique	21
1.2.3 Acciones comunes ejecutadas con la mano	23
1.3 Rehabilitación de mano	25
1.4 Enfermedades o patologías que requieren el uso de dispositivos de rehabilitación	27
1.5 Metodologías de diseño	31
1.6 Optimización de mecanismo	33
1.7 Actuadores utilizados en dispositivos de rehabilitación	34
II. Estado del arte	38
2.1 Clasificación de dispositivos de rehabilitación de miembro superior	38
2.2 Dispositivos de rehabilitación de mano	41
2.3 Análisis de los dispositivos de rehabilitación de mano	49
2.4 Aspectos relacionados con el diseño de dispositivos de rehabilitación	50
III. Criterios de diseño de mecanismos planos para dispositivos de rehabilitación	53
3.1 Criterios de diseño utilizados en el estado del arte	53
3.2 Selección de criterios de diseño	56
3.3 Definición de criterios de diseño	60
3.3.1 Grados de libertad y grados de movilidad	61
3.3.1.1 Dedo índice	62
3.3.1.2 Dedo índice en conjunto con otro(s) dedo(s)	63
3.3.1.3 Dedos (índice, medio, anular, meñique) y pulgar	66
3.3.2 Fuerza	67
3.3.2.1 Fuerzas en falange distal	67
3.3.2.2 Fuerzas en falanges	70
3.3.2.3 Fuerzas conjuntas	70
3.3.3 Rango de movimiento	71
3.3.3.1 Movimiento articular independiente	72

3.3.3.2	Movimiento articular dependiente	73
3.3.3.3	Rango de movimiento útil	74
3.3.4	Peso y dimensiones (criterio físico).....	75
3.3.5	Ajuste dimensional	79
3.3.6	Portabilidad	81
IV.	Aplicación de criterios de diseño de mecanismos planos	84
4.1	Propuesta de proceso de diseño de mecanismos planos para dispositivos de rehabilitación	84
V.	Diseño de mecanismos planos para validar los criterios de diseño	95
5.1	Caso de estudio A: diseño de mecanismo plano para rehabilitación del dedo índice (post accidente cerebrovascular).....	95
5.1.1	Selección de criterios para el desarrollo del mecanismo	95
5.1.2	Desarrollo del mecanismo planar	100
5.1.2.1	Datos representativos de la trayectoria tipo rizo	101
5.1.2.2	Ecuaciones de diseño para el mecanismo planar	103
5.1.2.3	Síntesis del mecanismo	108
5.1.2.4	Evaluación de soluciones potenciales y optimización del mecanismo obtenido	110
5.1.3	Modelado de la configuración mecanismo-dedo (mano)	117
5.2	Caso de estudio B: diseño de mecanismos planos para rehabilitación de dedos (post accidente cerebrovascular)	124
5.2.1	Selección de criterios para el desarrollo del mecanismo	124
VI.	Resultados	131
	Conclusiones	134
	Trabajo futuro	137
	Referencias	138
	Anexos	145

Índice de figuras

Figura 1.1 Huesos y articulaciones de la mano [11]	16
Figura 1.2 Tendones y ligamentos en la mano [12]	19
Figura 1.3 Movimientos de la articulación carpometacarpiana del pulgar [10]	20
Figura 1.4 Movimientos de la articulación metacarpofalángica del pulgar [10]	21
Figura 1.5 Movimientos de la articulación interfalángica del pulgar [10]	21
Figura 1.6 Movimientos de las articulaciones metacarpofalángicas de los dedos: índice, medio, anular y meñique [10]	22
Figura 1.7 Movimientos de las articulaciones interfalángicas de los dedos: índice, medio, anular y meñique [10]	23
Figura 1.8 Acciones de prensión de precisión en las manos [10]	24
Figura 1.9 Acciones de prensión de fuerza en las manos [10]	25
Figura 2.1 Clasificación de dispositivos de rehabilitación de mano según el tipo de actuación	39
Figura 2.2 Ejemplos de ortesis para rehabilitación de mano: a) Electrical Prehension Orthosis [8], b) PAFEx-Pneumatic Actuated Finger Exoskeleton [15]	42
Figura 2.3 Exoesqueletos para rehabilitación de mano: a) HEXOSYS [37], b) EMG-driven Exoskeleton Hand [50], c) Hand Exoskeleton [53], d) HANDEXOS [20]	44
Figura 2.4 Dispositivos para rehabilitación: a) Prototipo del exoesqueleto para rehabilitación del dedo índice [1], b) Robot para el reentrenamiento de la mano [54].....	45
Figura 3.1 Integración de los criterios de diseño para el desarrollo de dispositivos de rehabilitación de mano	57
Figura 4.1 Diagrama de flujo para definir el tipo de dispositivo a desarrollar	87
Figura 4.2 Etapas para definir criterios de diseño de los mecanismos a partir del tipo de dispositivo	90
Figura 5.1 Secuencia de decisiones tomadas para definir el tipo de dispositivo orientado a la rehabilitación del dedo índice	97
Figura 5.2 Criterios seleccionados para el desarrollo del mecanismo plano utilizado en dispositivo rehabilitador del dedo índice	99
Figura 5.3 Mecanismo de cuatro barras con semejanza antropomórfica	100
Figura 5.4 Plantilla para toma de datos en el trayecto de rizo	102
Figura 5.5 Curva tipo rizo (promedio) para el diseño del mecanismo planar	103
Figura 5.6 Mecanismo de 4 barras estandarizado	103
Figura 5.7 Mecanismo de 4 barras con relación de variables para desarrollo de síntesis	108

Figura 5.8 Configuraciones de mecanismos de cuatro barras obtenidos mediante procedimiento de síntesis óptima con variación del par de entrada	112
Figura 5.9 Eslabonamiento de cuatro barras generador de trayectoria de rizo promedio seleccionado a partir de la síntesis óptima	115
Figura 5.10 Eslabonamientos de cuatro barras generadores de trayectoria de rizo: Para mano chica, b) para mano mediana (promedio) y c) para mano grande	116
Figura 5.11 Base de soporte para mecanismo rehabilitador y relación de ubicación con respecto a las zonas de la mano	118
Figura 5.12 Estructuras base para soporte de mecanismo rehabilitador de dedo índice: a) Estructura de soporte B, b) Ensamble de estructuras para ajuste de distancia entre apoyos	119
Figura 5.13 Eslabones del mecanismo de cuatro barras: a) manivela de entrada, b) manivela de salida, c) acoplador interno y d) acoplador externo	120
Figura 5.14 Ensamble de mecanismo rehabilitador del dedo índice con modelo de un dedo promedio: a) vista lateral izquierda, b) vista lateral derecha, c) vista superior y d) vista inferior.....	122
Figura 5.15 Vistas representativas de la operación del mecanismo rehabilitador de dedo índice junto con la trayectoria generada	123
Figura 5.16 Ruta de selección para definir el tipo de dispositivo orientado a la rehabilitación de los cinco dedos de la mano	125
Figura 5.17 Criterios seleccionados para el desarrollo de los mecanismos planos a utilizar en un dispositivo de rehabilitación de dedos	127
Figura 6.1 Mecanismo para dispositivo rehabilitador del dedo índice, ajustable a tres tallas de mano: chica, mediana y grande	133
Figura 6.2 Variación de la magnitud de la fuerza proporcionada por el mecanismo rehabilitador durante un ciclo de trabajo, para las tres configuraciones propuestas	133

Índice de tablas

Tabla 2.1 Características principales de los dispositivos de rehabilitación	40
Tabla 2.2 Dispositivos para rehabilitación de mano	46
Tabla 3.1 Criterios utilizados para el diseño de dispositivos de rehabilitación de mano en los artículos analizados	55
Tabla 3.2 Criterios de diseño para el desarrollo de mecanismos planos	61
Tabla 3.3. Valores de fuerza requeridos para realizar dos actividades comunes [37].....	69
Tabla 3.4 Intervalos de movimiento de las articulaciones de la mano [10]	72
Tabla 3.5 Intervalos de movimiento articular reportados para la FE del dedo índice	73
Tabla 3.6 Rango de movimiento sugerido para el diseño de dispositivos de rehabilitación de mano.....	75
Tabla 4.1 Alternativas de diseño sugeridas según tipo de dispositivo a desarrollar	89
Tabla 4.2 Valores de fuerza según el tipo de actuación	91
Tabla 4.3 Valores para establecer el RM de las articulaciones de los dedos	92
Tabla 4.4 Parámetros de referencia para establecer los valores del criterio físico del mecanismo con base en la antropometría de la población objetivo	99
Tabla 5.1 Valores de fuerza y desplazamientos angulares para los mecanismos sintetizados	116
Tabla 5.2 Criterios de diseño para el desarrollo de mecanismos planos aplicables a un dispositivo de rehabilitación de dedos	130
Tabla 6.1 Dimensiones de los eslabones del mecanismo de cuatro barras generador de trayectoria	132

Introducción

Las capacidades de movimiento que posee el ser humano son vitales para el desarrollo de las actividades de la vida diaria; por lo que cualquier desorden de movimiento puede reducir en mayor o menor medida su calidad de vida [1, 2]. Cualquiera que sea el origen de los desórdenes; traumático, neurológico, deformaciones congénitas, etcétera, cuando éstos afectan especialmente a las extremidades superiores del individuo, limitan la independencia de éste [3].

Sin embargo, existen alternativas para restaurar la función del miembro afectado, como las terapias física y ocupacional, y la terapia de rehabilitación mediante el uso de dispositivos especiales como: ortesis, exoesqueletos o sistemas robóticos. En el caso de las terapias física y ocupacional, la obtención de resultados positivos se debe principalmente a la duración, la intensidad y las tareas de reentrenamiento, así como a la salud del paciente, la atención que reciba y el esfuerzo realizado [3].

El uso de estos dispositivos diseñados especialmente para auxiliar a la terapia de rehabilitación ha sido un importante campo de estudio en las últimas dos décadas. Sobre todo, para tratar de compensar algunas desventajas de la terapia convencional, como las dificultades que tiene el individuo para trasladarse a un lugar especializado y los recursos humanos, materiales y en consecuencia económicos que esto implica [3-6].

La característica principal de estos dispositivos para la rehabilitación, es su capacidad de realizar tareas repetitivas, que en esencia es lo que se requiere en la etapa de rehabilitación [3]. Debido a la naturaleza de los movimientos articulares asociados a la extremidad superior, específicamente en la mano, el diseño de estos dispositivos involucra el uso de mecanismos planos, los cuales son utilizados para garantizar los movimientos controlados, sobre todo de flexión y extensión.

Por lo tanto, dada la importancia del desarrollo de los dispositivos mencionados, la presente investigación se enfoca en la identificación de una serie de criterios de diseño que permita obtener mecanismos planos óptimos para su uso en el desarrollo de dispositivos para rehabilitación de dedos.

Planteamiento del problema

En la actualidad existe una amplia gama de dispositivos utilizados en la rehabilitación de miembro superior tanto de lesiones traumáticas, como de problemas neurológicos. Sin embargo, el procedimiento de diseño que se sigue en cada caso es distinto. Al revisar y analizar las investigaciones desarrolladas en el área de rehabilitación de miembro superior, se puede apreciar una carencia de homogeneidad para definir los criterios de diseño del dispositivo de rehabilitación. Además, no se reporta evidencia de una serie de pasos o procedimientos establecidos para seleccionar el mecanismo plano (junto con sus componentes) que deberá cumplir con determinados requisitos como velocidades y rangos de movimiento y fuerza, para facilitar la rehabilitación.

Al no existir un proceso estructurado en el diseño mecánico del dispositivo, es difícil obtener en una primera aproximación un modelo que cumpla con las características de diseño, es decir, generalmente se tienen que realizar modificaciones y mejoras a la propuesta inicial hasta optimizar el diseño. Incluso en algunos casos se optan por diseños completamente nuevos.

De ahí la importancia de proponer una serie de pasos que incluya y evalúe determinados criterios establecidos, que conlleven al desarrollo de mecanismos planos para dispositivos de rehabilitación funcionales y capaces de cumplir con las necesidades de la terapia de rehabilitación.

Justificación

Los desórdenes neurológicos junto con las lesiones traumáticas derivan en dificultades para el desarrollo de las actividades de la vida diaria, debido a la pérdida de la función motriz (parcial o completa) de las extremidades del cuerpo humano [2, 7]. Esta situación obliga a los terapeutas al uso de equipo especializado para brindar la rehabilitación adecuada y de soportes técnicos para mejorar la calidad de vida. Sin embargo, las técnicas de reentrenamiento y perspectivas tradicionales para la rehabilitación carecen de una evaluación objetiva [8].

Por consiguiente, ha habido un esfuerzo continuo de especialistas en áreas de ingeniería y medicina para desarrollar y experimentar con dispositivos o sistemas semiautomáticos, automáticos y robóticos que puedan ayudar y mejorar los resultados de la rehabilitación.

No obstante, a pesar de haber revisado un número considerable de investigaciones científicas orientadas al desarrollo de dispositivos para rehabilitación de miembro superior, no se ha encontrado investigación alguna que reporte criterios específicos de diseño semejantes a los aquí propuestos; por lo que aún existe un campo de oportunidades para facilitar el desarrollo de nuevos dispositivos.

El hecho de contar con criterios de diseño establecidos para el desarrollo de los mecanismos planos conduciría a reducir el tiempo de diseño, disminuir etapas de prueba y error y garantizar el correcto funcionamiento dinámico del mecanismo utilizado en el dispositivo de rehabilitación. Además, estos criterios se enfocarán en desarrollar dispositivos que involucren mecanismos compactos, portátiles, ajustables en tamaño y adaptables en rangos de movimiento y de fuerza, según los requerimientos de la rehabilitación. Así, este conjunto de criterios constituye una guía para el desarrollador de dispositivos de rehabilitación mediante el uso de mecanismos planos.

A partir de lo consultado en la literatura, se considera que la rehabilitación a abordar debe ser la orientada en las funciones motrices de la mano, centrándose en los movimientos de flexión y extensión. Esta rehabilitación puede resumirse en la repetición de movimientos bidimensionales controlados, con base en la rotación de diversas articulaciones. Para lograr dichos movimientos es conveniente el uso de mecanismos planos, debido a que éstos pueden trabajar de forma paralela al miembro afectado, permitiendo el movimiento bidimensional requerido. Además, se pueden lograr configuraciones que trabajen simultáneamente en espacios reducidos, útiles por ejemplo, en la rehabilitación de los dedos de la mano.

Hipótesis

A través de un conjunto de criterios de diseño establecido es posible acortar el tiempo y etapas de diseño para obtener mecanismos planos que satisfagan requerimientos específicos (como rangos de movimiento y fuerza) para el diseño de dispositivos de rehabilitación de movimientos de flexión y extensión para los dedos de la mano.

Objetivos

Objetivo general

Proponer un conjunto de criterios para el diseño mecánico de dispositivos de rehabilitación de miembro superior que utilizan mecanismos planos.

Objetivos particulares

- Investigar el estado del arte relacionado con dispositivos de rehabilitación, metodologías de diseño de mecanismos y patologías que conducen a la rehabilitación.
- Definir los requisitos que deben cubrir los dispositivos, para la rehabilitación de los movimientos de flexión y extensión.
- Identificar la topología de los mecanismos utilizados en la rehabilitación en cuestión.
- Especificar los criterios de diseño de un mecanismo plano para rehabilitación.
- Proponer un conjunto de criterios de diseño de mecanismos planos para su uso en el desarrollo de dispositivos de rehabilitación.
- Analizar los resultados y verificar la efectividad del procedimiento.

Alcances y limitaciones

- La investigación se orienta a la identificación de criterios de diseño de mecanismos planos, que sea útil para desarrollar dispositivos para rehabilitación.
- El tipo de rehabilitación analizado abarca los movimientos de flexión y extensión, tanto para lesiones traumáticas como para secuelas de problemas neurológicos.
- La propuesta se desarrollará considerando principalmente la rehabilitación de las articulaciones de los dedos de la mano.

Metodología propuesta

Para poder hacer la propuesta del conjunto de criterios de diseño de mecanismos planos que permitan desarrollar dispositivos para rehabilitación, se requiere en primer lugar revisar el estado del arte, con la finalidad de garantizar que aún no se cuenta con la identificación de dichos

criterios y constatar la pertinencia del trabajo propuesto, así como tener un panorama amplio de las soluciones existentes en el campo de investigación y de los procedimientos o metodologías útiles para el diseño de estos dispositivos.

En una etapa consecutiva, con la ayuda de especialistas, se definen los requisitos indispensables que debe tener un dispositivo para lograr el tipo de rehabilitación planteado. De forma paralela, al revisar el estado del arte, se identifican los tipos de mecanismos planos utilizados en la actualidad para lograr la rehabilitación de los movimientos de flexión y extensión.

A continuación, se puntualizan las características que deberá tener el mecanismo plano y con base en éstas se establece un listado de criterios de diseño que garanticen la obtención de un mecanismo adecuado para desarrollar la tarea en cuestión.

Una vez definidos los criterios de diseño, su uso permitirá al diseñador seleccionar y desarrollar los mecanismos planos para su aplicación en dispositivos de rehabilitación.

Finalmente, para validar los criterios de diseño identificados, se sintetiza un mecanismo plano para desarrollar un dispositivo de rehabilitación para el dedo índice y se realiza la simulación correspondiente. Adicionalmente se especifican los criterios para el desarrollo de tres mecanismos para su aplicación en un segundo dispositivo de rehabilitación.

Organización de la tesis

El Capítulo I presenta el marco teórico, el cual contiene la información necesaria para comprender el funcionamiento y anatomía de la mano, así como la biomecánica de dicho órgano; aspectos que sin duda influyen en la rehabilitación. También se incluye un apartado para la descripción de las metodologías de diseño que pueden ser de utilidad en el desarrollo de los dispositivos para la rehabilitación, mismos que incluyen el diseño óptimo de mecanismos.

En el Capítulo II, se presenta el estado del arte referido al diseño de dispositivos de rehabilitación para miembro superior, enfocándose en la parte distal de dicho miembro. En este apartado se enfatiza en los puntos que cada autor considera como relevantes al momento de llevar a cabo el diseño de los diversos tipos de dispositivos.

En el Capítulo III se presentan los criterios identificados para el diseño de mecanismos planos utilizados en dispositivos de rehabilitación. En primera instancia se genera un conjunto de criterios proveniente del análisis del estado del arte, para posteriormente seleccionar los de mayor relevancia en el diseño mecánico y así originar un listado de criterios fundamentales. Además, se define y estructura cada criterio del listado, con la finalidad de poder utilizar dicha información en una guía que conducirá el diseño del mecanismo plano.

En el Capítulo IV se plantea una propuesta para el uso del conjunto de criterios de diseño establecido. Para ello, se genera un proceso de selección mediante fases, iniciando con la definición del tipo de dispositivo a diseñar con base en los requerimientos de la rehabilitación. Después, en una segunda fase se establecen los criterios fundamentales que permiten el desarrollo del mecanismo o mecanismos planos para su aplicación en dispositivos de rehabilitación de dedos.

Para demostrar el funcionamiento del procedimiento propuesto, en el Capítulo V se presentan dos casos de estudio de dispositivos de rehabilitación post accidente cerebrovascular. Para el primero de ellos se incluye una etapa de modelado mecánico conceptual, mientras que, en el segundo caso, se realiza una propuesta conceptual de los criterios fundamentales que permitan desarrollar tres mecanismos planos aplicables a un dispositivo de rehabilitación portátil.

También se incluye un apartado de resultados, el cual muestra la información relevante del modelado mecánico del primer caso de estudio, referente a un dispositivo de rehabilitación portable para el dedo índice.

Finalmente, el presente escrito culmina con un apartado destinado para exhibir las conclusiones del trabajo de investigación, así como el planteamiento de posibles tareas a desarrollar como trabajo futuro.

Capítulo I

Marco teórico o conceptual

La investigación y desarrollo de dispositivos de rehabilitación involucra aspectos de diversa índole. En primera instancia el conocimiento de la anatomía y la comprensión de la biomecánica de la parte del cuerpo con la que se pretende trabajar, ya que de ello dependerán las características propias de la rehabilitación a abordar. Además, es importante identificar las enfermedades, padecimientos o patologías que requieren de esta etapa esencial, en la recuperación de la salud de un individuo. De igual forma será necesario estudiar las metodologías de diseño que faciliten el desarrollo de mecanismos óptimos, desde el punto de vista cinemático, útiles para el diseño de dichos dispositivos de rehabilitación.

1.1 Anatomía de la mano

Cuando se diseñan artefactos o dispositivos que estarán en contacto con el cuerpo humano, es esencial el estudio de la estructura, forma y relaciones de las distintas partes involucradas. Aspectos como el rango de movilidad y los grados de libertad (GDL) que poseen las articulaciones anatómicas a considerar en el diseño, facilitan la obtención de una estructura mecánicamente segura y confiable [9].

La mano está compuesta de diferentes huesos, músculos y ligamentos, los cuales trabajan conjuntamente para proporcionar una gran cantidad de movimientos [10, 11]. Además, esta parte del cuerpo es esencial para la prensión y el sentido del tacto, facilitando el desarrollo de múltiples actividades de la vida cotidiana [3, 10, 11].

1.1.1 Huesos y articulaciones

Los huesos de la mano se dividen en tres tipos denominados: carpo, metacarpo y falanges (ver Figura 1.1). El carpo es un grupo de ocho huesos pequeños (también conocidos como carpianos) ordenados en dos hileras transversales, una hilera superior o antebraquial y una hilera inferior o metacarpiana. Estos huesos funcionan como conexión entre la mano y el brazo, es decir, son los que constituyen la muñeca [10, 11].

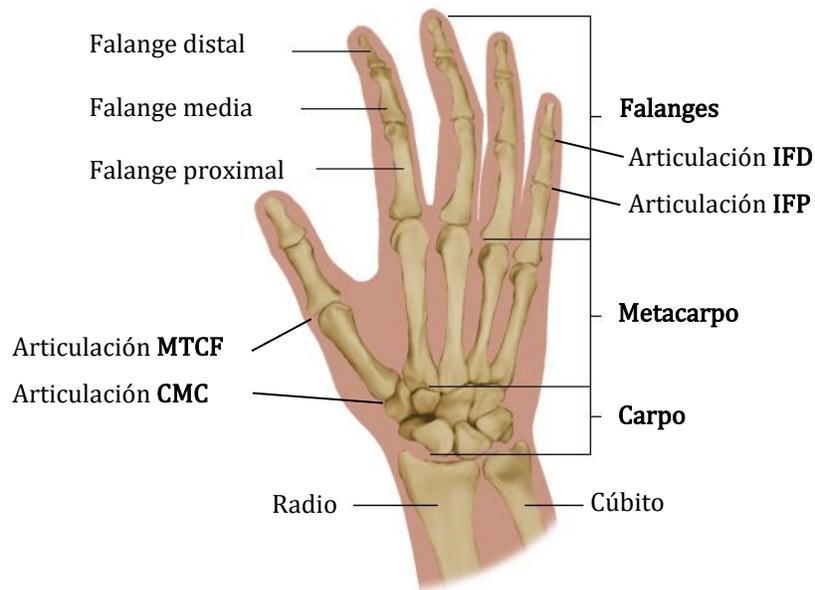


Figura 1.1 Huesos y articulaciones de la mano [11]

La parte media de la mano, conocida como metacarpo o región palmar, está formada por cinco huesos metacarpianos, numerados del uno al cinco contados desde del pulgar hacia afuera. Estos huesos son largos, con un cuerpo y dos extremos, uno superior o proximal y otro inferior o distal [12].

Las falanges son 14 huesos que constituyen los cinco dedos de la mano, denominados (desde el lado radial hacia el cubital) como: pulgar, índice, medio, anular y meñique. Cada dedo se compone de tres falanges: distal, media y proximal, excepto el pulgar que sólo tiene falange distal y proximal [12].

En la estructura ósea de la mano, existen diversas articulaciones que permiten movilidad relativa entre los huesos antes descritos (ver Figura 1.1). La primera articulación, denominada carpometacarpiana (CMC) es aquella que liga los huesos carpianos con los metacarpianos

asociados a cada dedo. La articulación CMC relacionada con el pulgar es de tipo silla de montar o encaje recíproco, posee dos GDL para facilitar los movimientos de flexión-extensión (FE) y abducción-aducción (AA). Por su parte, las articulaciones CMC de los dedos restantes son de tipo plano, por lo que tienen un GDL para el movimiento de FE [10].

La articulación que conecta la parte distal de los huesos metacarpianos con la primera falange de cada dedo, se conoce como metacarpofalángica (MTCF). Las articulaciones MTCF se clasifican como enartrosis, las cuales poseen una superficie cóncava y otra convexa, con dos GDL referidos a los movimientos de flexión, extensión, aducción y abducción [12].

Por último, se tienen las articulaciones interfalángicas proximales y distales (IFP e IFD), localizadas entre las falanges de cada dedo, con un GDL. Estas articulaciones son de tipo troclear, en donde el pulgar sólo posee una articulación IFP [10].

El intervalo de movilidad que poseen las distintas articulaciones depende de la forma que tienen estas. Por ejemplo, en posición de reposo o equilibrio, es decir, sin contracción muscular activa, la muñeca se extiende 20° en punto muerto en desviación radial/cubital, mientras que las articulaciones MTCF, IFP e IFD presentan flexión de aproximadamente: 45°, 30° a 45° y de 10° a 20°, respectivamente [10].

La flexión de las articulaciones MTCF es de aproximadamente 90°, en donde el dedo meñique es el más flexible (alrededor de 95°), mientras que el dedo índice es el menos flexible (cerca de 70°), y la extensión varía entre individuos. Por su parte, las articulaciones IFP e IFD, poseen flexión de entre 90° y 110° y su extensión puede ocurrir más allá de la posición cero, dependiendo en gran medida de la laxitud de ligamentos [10].

1.1.2 Músculos

Los movimientos diestros de la mano están garantizados por la parte activa del sistema osteomioarticular, es decir, se consiguen mediante la acción coordinada de la musculatura extrínseca e intrínseca de la mano. Los músculos extrínsecos se originan en el brazo y el antebrazo y son los responsables de la FE de los dedos. Los músculos intrínsecos se encuentran inmersos en la mano, permitiendo la movilidad independiente de cada dedo [10].

Existen nueve músculos extrínsecos encargados de los movimientos de amplitud y fuerza de los dedos. Tres que contribuyen a la extensión de los dedos: el flexor superficial, el flexor común profundo y el flexor largo del pulgar, cinco que asisten a la extensión de los dedos y uno para la abducción del pulgar (abductor largo del pulgar) [10].

Los músculos interóseos dorsales (ID) e interóseos palmares (IP) son grupos de músculos que surgen entre los metacarpianos y se conectan a la base de las falanges proximales o al conjunto de los músculos extensores. Estos músculos son responsables de la flexión en la articulación metacarpofalángica y se extienden a las articulaciones IFP e IFD. De igual forma son eficaces abductores y aductores y permiten rotaciones limitadas en la articulación metacarpofalángica. Debido a la interacción entre la musculatura extrínseca e intrínseca, las acciones de las articulaciones IFP e IFD están asociadas funcionalmente [10].

1.1.3 Tendones y ligamentos

Las uniones entre los diversos huesos de la mano están reforzadas por un sistema de tendones y ligamentos que le permiten a esta desempeñar sus funciones adecuadamente [10, 12]. Los ligamentos son responsables de unir y estabilizar las relaciones anatómicas entre componentes, es decir, interconectan huesos adyacentes, facilitando el movimiento articular y restringiendo movimientos anatómicamente anormales. Los tendones permiten la unión entre músculos y huesos a fin de transmitir la fuerza de la contracción muscular para facilitar el movimiento (ver Figura 1.2).

Entonces, el movimiento de los dedos conlleva un determinado deslizamiento de tendones, tanto flexores como extensores. Por lo tanto, la movilidad de la mano depende de una relación entre los deslizamientos de los tendones y los desplazamientos angulares de las articulaciones MTCF, IFP e IFD. Los movimientos deslizantes de los tendones se presentan en mayor medida en las articulaciones proximales. Además, el movimiento de los tendones flexores es mayor que el de los extensores, así como el movimiento de los extrínsecos es mayor que el de los intrínsecos [10].

También existe un número importante de ligamentos que refuerzan las articulaciones de la mano para el soporte y estabilización de la misma, conocidos como extracapsulares y capsulares. Entre los primeros ligamentos destaca el ligamento transversal intermetacarpiano responsable de evitar que las cabezas de los metacarpianos tengan una separación excesiva, mientras que los ligamentos capsulares colaterales proporcionan estabilidad articular en los cinco dedos [10].

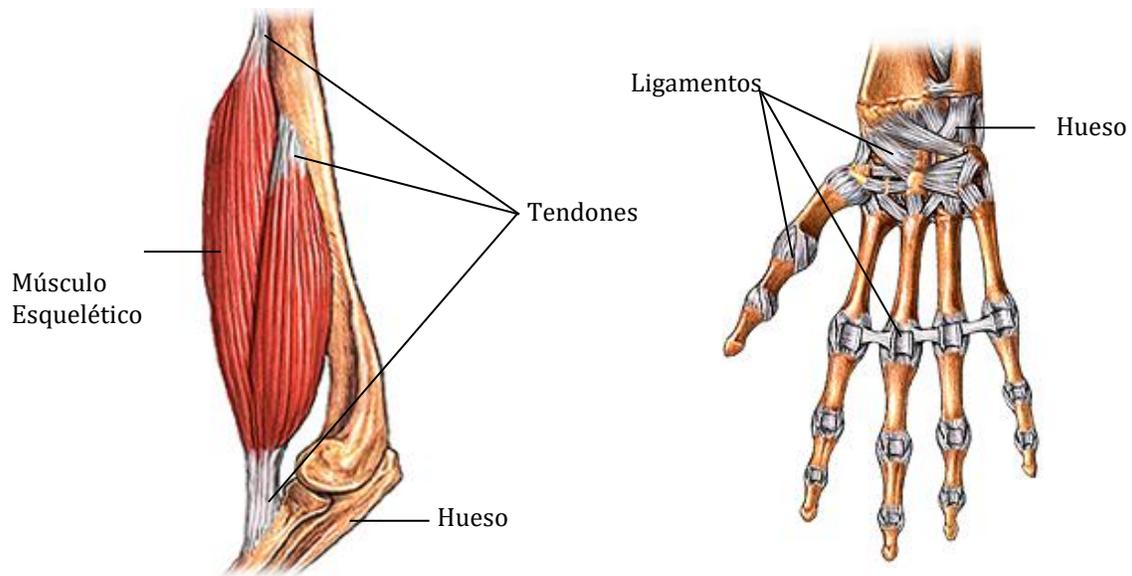


Figura 1.2 Tendones y ligamentos en la mano [11]

Ahora bien, los ligamentos de las articulaciones MTCF poseen doble sujeción: ósea y glenoidea. Ambas surgen de la cabeza del metacarpiano, sin embargo, la primera se une a la base de la falange proximal, mientras que la segunda lo hace con la placa volar. Por su parte, los ligamentos de las articulaciones interfalángicas poseen sujeción directa al hueso [10].

1.2 Biomecánica de la mano

La importancia del uso de la mano en la vida diaria radica en las capacidades que posee la misma. Este órgano es vital para para la sujeción y manipulación de objetos que facilitan el desarrollo de diversas actividades como: vestirse, comer, tocar instrumentos o practicar deportes, entre otras [10]. Además, mediante el uso de los dedos, la mano tiene una gran capacidad para prensar objetos, al mismo tiempo que efectúa movimientos precisos; sin embargo, todo ello no se podría llevar a cabo sin una correcta relación entre los elementos que la forman. En la sección 1.1 se abordó la anatomía de la mano, por lo que en este apartado se presenta la información correspondiente a las capacidades de movimiento articular que facilitan el desempeño de este órgano.

1.2.1 Movimientos del pulgar

a) *Movimientos de la articulación carpometacarpiana del pulgar*

Debido a que el pulgar está girado 90° respecto al plano de la mano, los movimientos de flexión y extensión se producen en un plano coronal, es decir, en el plano de la palma de la mano. Durante el movimiento de flexión el pulgar se mueve medialmente y durante la extensión lo hace lateralmente; con una amplitud total de flexoextensión de entre 40° y 50° , (ver Figura 1.3a) [10].

Los movimientos de abducción y aducción del pulgar tienen lugar en un plano sagital, o bien, en ángulos rectos a la palma de la mano. Así el pulgar se aleja y acerca de la palma durante la abducción y aducción respectivamente; con un intervalo de movimiento de aproximadamente 80° . Además, el eje en torno al cual se hace el movimiento es ortogonal al eje de flexión y extensión, (ver Figura 1.3b) [10].

Debido a la naturaleza de las superficies articulares es posible producir cierto grado de rotación en la articulación, que al combinarse con la flexión y abducción originan el movimiento de oposición del pulgar, (ver Figura 1.3c) [10].

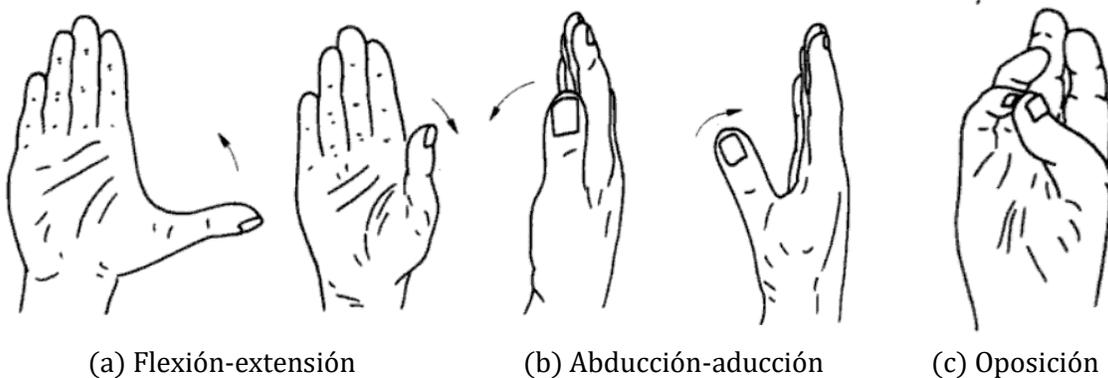


Figura 1.3 Movimientos de la articulación carpometacarpiana del pulgar [10]

b) *Movimientos de la articulación metacarpofalángica del pulgar*

En la articulación MTCF la FE se realiza en torno a un eje que pasa en dirección transversal por el metacarpiano. La flexión tiene una amplitud de 45° , mientras que la extensión es nula (activa y pasiva) en circunstancias normales, (ver Figura 1.4a). Por su parte, los movimientos de abducción-aducción están limitados por el ancho de la cabeza del metacarpiano, produciendo un intervalo de movilidad de 15° , (ver Figura 1.4b) [10].

Esta articulación al igual que la CMC también presenta movimiento de oposición, el cual incluye una flexión secundaria de la articulación MTCTF seguida a la de la articulación CMC, al mismo tiempo que se realiza un movimiento de abducción articular que se efectúa una vez que el metacarpiano completa la aducción, (ver Figura 1.4c) [10].

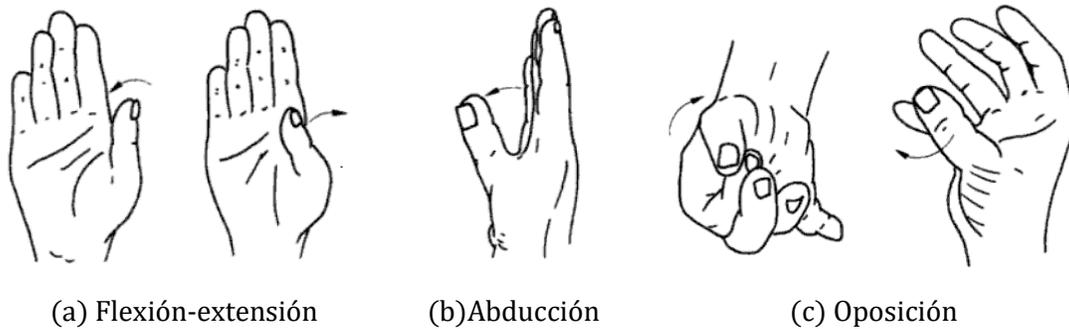


Figura 1.4 Movimientos de la articulación metacarpofalángica del pulgar [10]

c) *Movimientos de la articulación interfalángica del pulgar*

Debido a la naturaleza de la articulación, sólo tiene movimientos de flexión y extensión realizados alrededor de un eje transversal cercano al cuello de la falange proximal. La flexión puede superar los 90° mientras que la extensión por lo general no excede los 10°, (ver Figura 1.5) [10].

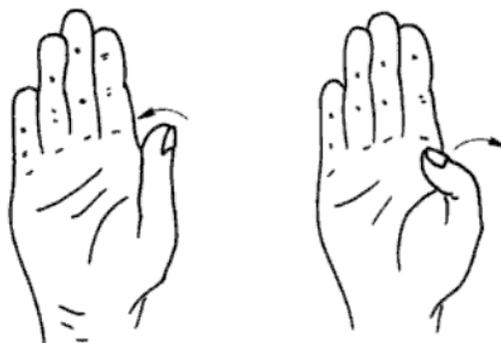


Figura 1.5 Movimientos de la articulación interfalángica del pulgar [10]

1.2.2 Movimientos de los dedos, índice, medio, anular y meñique

a) *Movimientos de las articulaciones metacarpofalángicas de los dedos*

El movimiento activo de la articulación MTCTF se produce en torno a dos ejes localizados en la cabeza del metacarpiano, exhibiendo movimientos de FE, AA y posible rotación axial pasiva [10].

Los movimientos de flexión y extensión se producen alrededor de un eje transversal a través de la cabeza del metacarpiano, con una amplitud de flexión ligeramente menor a 90° para el índice, incrementándose progresivamente hacia el meñique. La amplitud de la extensión activa varía de persona a persona, alcanzando incluso los 50° , mientras que la extensión pasiva puede llegar a los 90° en personas con ligamentos laxos, (ver Figura 1.6a) [10]. Un estudio realizado por [13] reportó los siguientes valores para los grados de flexión y extensión activa/pasiva para cada dedo: índice $148^\circ/155^\circ$; medio $145^\circ/151^\circ$; anular $149^\circ/159^\circ$, y meñique $152^\circ/172^\circ$.

Los movimientos de abducción y aducción se originan alrededor de un eje anteroposterior a través de la cabeza del metacarpiano, en donde el movimiento se aleja o acerca al dedo medio, respectivamente. El movimiento se vuelve más fácil y con una amplitud aproximada a los 30° en cada dirección cuando el dedo está extendido (ver Figura 1.6b), mientras que con una flexión de 90° la amplitud total de AA no supera los 10° [10]. En el mismo estudio presentado por [13] se reportan los siguientes valores para la abducción y aducción activa/pasiva con los dedos en posición neutra: índice $50^\circ/62^\circ$; medio $40^\circ/53^\circ$; anular $38^\circ/55^\circ$ y meñique $57^\circ/68^\circ$.

La rotación pasiva en los dedos índice, medio, anular y meñique tiene una amplitud máxima de 60° , (ver Figura 1.6c), mientras que la rotación activa sólo es posible en el dedo meñique. La rotación medial en el dedo índice es cercana a los 45° y su rotación lateral es insignificante. El resto de los dedos tienen amplitudes de movimiento semejantes en ambas rotaciones [10].

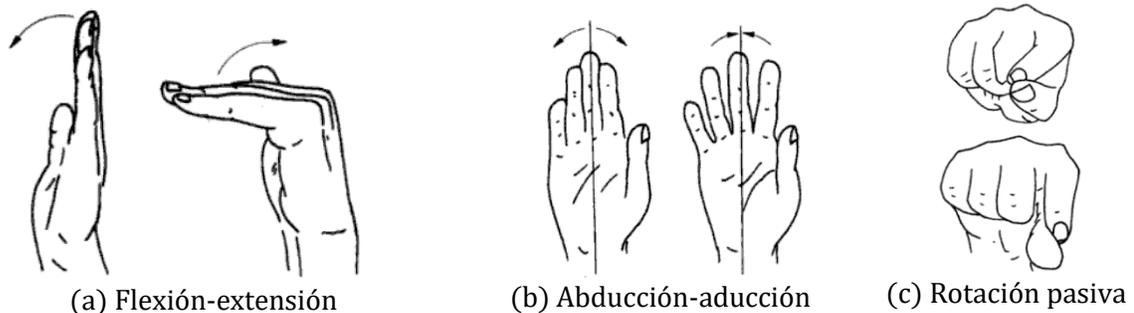


Figura 1.6 Movimientos de las articulaciones metacarpofalángicas de los dedos: índice, medio, anular y meñique [10]

b) Movimientos de las articulaciones interfalángicas de los dedos

Debido a la naturaleza de las articulaciones IFP e IFD, los únicos movimientos posibles son de flexión y extensión, (ver Figura 1.7a). Aunque puede existir cierto grado de movimiento laterolateral pasivo principalmente en la articulación IFD. Entonces, estos movimientos se producen en torno a un eje transversal; sin embargo, cuando los dedos mediales (medio, anular

y meñique) se flexionan en las articulaciones interfalángicas, el movimiento no se produce en un plano sagital, situación que sí ocurre con el dedo índice, (ver Figura 1.7b) [10].

La amplitud de la flexión en las articulaciones interfalángicas proximales es mayor a 90° en todos los dedos y aumenta gradualmente hacia el meñique, de tal forma que éste último es capaz de alcanzar 135° . Para las articulaciones interfalángicas distales la amplitud de flexión es de 90° disminuyendo gradualmente hacia el índice. Además, la extensión activa de las articulaciones interfalángicas es mínima, sin superar 5° en las articulaciones IFD y entre 1° y 2° en las IFP [10].



Figura 1.7 Movimientos de las articulaciones interfalángicas de los dedos: índice, medio, anular y meñique [10]

1.2.3 Acciones comunes ejecutadas con la mano

En el día a día, la mano es un órgano vital para la ejecución de diversas acciones, en donde quizá la más común es asir o sujetar objetos. En el desarrollo de dicha acción los dedos de la mano pueden ser utilizados según lo ameriten las circunstancias, destacando que el pulgar y el índice son elementos que poseen cierto grado de independencia respecto al resto de los dedos [10].

La forma de emplear la mano para la sujeción de objetos depende de diversos factores, entre los que destacan el tamaño, forma y peso del objeto, así como el uso que se haga de él. De esta forma, la prensión puede clasificarse en términos generales como *de precisión* o *de fuerza* [10].

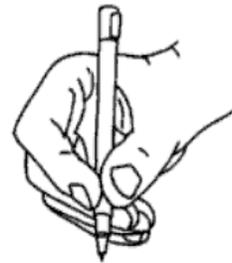
Prensión de precisión.- el objeto normalmente es pequeño y en ocasiones frágil. La sujeción se hace entre los pulpejos de los dedos, los cuales aprietan al objeto adaptándose a su forma (ver Figura 1.8). Esta acción comprende movimientos de rotación en las articulaciones CMC y MTCP del pulgar y en las articulaciones MTCP de los dedos participantes. En dicha acción intervienen

todos los músculos pequeños de la mano, al igual que los flexores profundos y superficiales de los dedos y el flexor largo del pulgar [10]. Dentro de esta clase de prensión se identifican varios tipos:

- *Oposición terminal (prensión de pinza)*: en donde las yemas de los dedos y a veces los bordes de las uñas se utilizan para sujetar objetos delicados, como una aguja o un alfiler [10].
- *Oposición subterminal*: las superficies palmares del pulgar y el índice u otro dedo entran en contacto (por ejemplo, al coger un bolígrafo), es la forma más común de prensión de precisión [10].
- *Oposición subterminolateral* (sujetar una llave): la yema del pulgar hace presión sobre el costado de cualquiera de las falanges del dedo; la presión es menos precisa pero más fuerte y puede sustituir a la oposición terminal o a la subterminal cuando se ha perdido la falange distal del índice [10].
- *Aducción entre dos dedos*, por lo general es realizada con los dedos índice y medio. Al no participar el pulgar, dicha prensión es débil y suele tener poca precisión; sin embargo, con la pérdida del pulgar adquiere bastante desarrollo en lo que a la potencia se refiere [10].



(a) Oposición terminal



(b) Oposición subterminal

Figura 1.8 Acciones de prensión de precisión en las manos [10]

Prensión de fuerza.- es el tipo de acción que requiere bastante potencia, por lo que se requiere la participación de todos los elementos de la mano (ver Figura 1.9). En este tipo de prensión, los músculos flexores y extensores trabajan por una parte para fijar la muñeca y por otra parte para sujetar el objeto [10]. En tal caso, se identifican dos tipos de agarre con potencia:

- **Prensión palmar:** la más eficaz y en la que toda la mano sujeta el objeto, cuyo eje se localiza a lo largo de la garganta palmar y donde el pulgar actúa de refuerzo para los dedos que se comprimen en torno al objeto, (ver Figura 1.9a). Según sea el volumen del objeto se determina la fuerza de la prensión; en donde la máxima prensión se obtiene cuando el pulgar toca el dedo índice [10].
- **Prensión en gancho:** el objeto se sujeta sólidamente entre la palma y los dedos flexionados, quedando fuera de acción el pulgar. La prensión se garantiza segura en dirección hacia los dedos; por ello, es la prensión empleada para tomar bolsas y maletas (ver Figura 1.9b) [10].

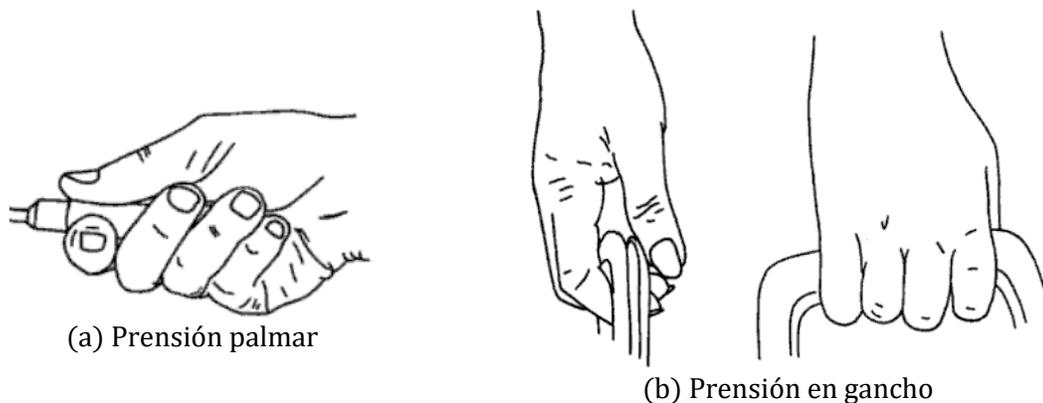


Figura 1.9 Acciones de prensión de fuerza en las manos [10]

1.3 Rehabilitación de mano

La rehabilitación en medicina se refiere a la fase del proceso de atención sanitaria orientado a atender las secuelas de una enfermedad o trauma que provocan disfunción y/o discapacidad [3, 4]. Comúnmente, el tratamiento se lleva a cabo en una clínica u hospital, donde un terapeuta manipula la extremidad afectada y sugiere una rutina rigurosa de ejercicios de acuerdo con un programa de tratamiento especializado [5, 14].

Dependiendo del sujeto, este procedimiento puede abarcar un periodo de varios meses con sesiones diarias; lo que sugiere grandes cantidades de recursos y tiempo, tanto para el paciente como para el terapeuta [4, 5, 15]. Además, dado que el número de terapeutas suele ser limitado,

puede no ser fácil para el sujeto efectuar una rehabilitación asistida por un terapeuta todo el tiempo.

Es pertinente destacar que, dependiendo del tipo de lesión, se pueden distinguir dos campos de rehabilitación: la rehabilitación de lesiones traumáticas y la rehabilitación de desórdenes neurológicos [16]. Entonces para definir qué técnica, procedimiento o método encaminado a la rehabilitación de la mano se debe aplicar, es vital primero definir cuál es la enfermedad que sufre el individuo, donde las situaciones más comunes son: la pérdida del movimiento, ya sea activo o pasivo; la parálisis y los trastornos sensitivos; situaciones que se manifiestan clínicamente mediante rigidez articular, retracción de los músculos, posiciones viciosas adoptadas por el individuo y pérdida de la habilidad bimanual [17].

La rehabilitación suele enfocarse en: fisioterapia, terapia ocupacional y tratamiento del dolor. La primera está dirigida a fortalecer y recuperar la movilidad y condición física del órgano afectado, mientras que la terapia ocupacional se ocupa de facilitar y mejorar el desempeño del individuo en sus actividades cotidianas, sean de trabajo, estudio, deportes, etcétera. El tratamiento del dolor favorece las posiciones de relajación y ayuda a reducir las restricciones de movimiento [3, 17].

Ahora bien, según sea el caso de la patología que presente el individuo, habrá una pérdida en la forma de efectuar alguna función de la mano, que se acompaña de la adopción de una postura deficiente o incorrecta de este órgano. Por lo tanto, los métodos de tratamiento más comunes a utilizar en las patologías de la mano, se refieren al tratamiento postural de esta, es decir, a las posiciones en que debe colocarse la mano en determinadas condiciones. El tratamiento postural garantiza que los tejidos se mantengan en la posición correcta (idónea) y que las articulaciones funcionen adecuadamente [17].

En relación a lo antes descrito, es primordial que la etapa de rehabilitación involucre una fase de movilización que evite adherencias y rigideces en la mano. Esta fase, como su nombre lo indica, permitirá que las articulaciones tengan movilidad y que haya deslizamiento de tendones; además facilitará la contracción muscular activa [3, 17].

El programa de ejercicios a seguir para la fase de movilidad puede clasificarse de forma general en: ejercicios de movilidad y ejercicios de fortalecimiento. En la primera categoría se pueden diferenciar dos tipos de ejercicios: a) aquellos cuya realización implica movimientos globales de la mayoría de las articulaciones de las manos y b) aquellos que se ejecutan mediante un “bloqueo” de alguna o algunas articulaciones para facilitar la movilidad del resto de manera más específica.

En relación con los ejercicios de fortalecimiento, su ejecución requiere la utilización de materiales diversos como pelotas de esponja o plastilina, ligas y/o resortes, con el fin de obtener la resistencia adecuada a las características del paciente [17].

1.4 Enfermedades o patologías que requieren el uso de dispositivos de rehabilitación

En la actualidad existen diversas enfermedades y patologías que afectan el desarrollo de las actividades diarias o cotidianas. Específicamente se hace referencia a aquellas relacionadas con discapacidad motriz en las extremidades superiores, lo cual dificulta en mayor o menor medida la independencia de un individuo.

Por ejemplo, en Estados Unidos de América (EUA) más de 450 000 personas sufren de enfermedades musculares degenerativas, mismas que se caracterizan por la pérdida de fuerza y destreza en la mano [18]. Para el 2010 existían en Japón más de 70 000 pacientes con lesiones en columna cervical [8]. En Pakistán hay más de 10 000 casos de lesión de la médula espinal por año [7] y en México hasta el 2012 existían casi 2.5 millones de personas con discapacidades motoras en el miembro superior [16]. Además, la incidencia de lesiones en miembro superior ha aumentado dramáticamente en los años recientes, ya que más de un millón de personas en todo el mundo, alrededor del 40% de los casos en las salas de emergencias, reciben tratamientos de cirugía y ortopedia por traumas en las manos [9, 19].

El accidente cerebrovascular o ataque cerebral [20] es un tipo de enfermedad que afecta a los vasos sanguíneos que irrigan el cerebro, sus síntomas pueden aparecer de forma progresiva o repentina [21]; aunque las causas de esta enfermedad generalmente están presentes varios años antes del acontecimiento.

Este padecimiento es la segunda causa principal de muerte a nivel mundial [21], además de representar la mayor causa de discapacidad y deterioro severo de miembro superior [22]. En México se presentan alrededor de 170 000 casos de accidentes cerebrovasculares al año, en donde tres de cada cinco ocurrencias tienen secuelas [21]. La Asociación Americana del Corazón o AHA (por sus siglas del inglés American Heart Association) calcula que cada año aproximadamente 795 000 estadounidenses sufren un primer accidente cerebrovascular o una

recurrencia [1, 23]. La mayoría de estos accidentes se presentan en personas de 65 años de edad en adelante, quienes, en caso de sobrevivir a este acontecimiento, pueden quedar paralíticos, padecer trastornos de movimiento, del habla, la memoria o el juicio [23].

Debido a que el accidente cerebrovascular es una lesión cerebral y el cerebro es el principal centro de control del organismo, esta enfermedad puede afectar gravemente al cuerpo. Este se origina cuando se interrumpe la irrigación sanguínea a una parte del cerebro o cuando existe un derrame de sangre en el cerebro o alrededor de él. La ocurrencia de cualquiera de las dos situaciones antes mencionadas, involucra la interrupción del flujo de oxígeno a las células nerviosas del cerebro provocando la muerte de éstas, situación que puede ocasionar parálisis de alguna parte del cuerpo. Además, cuanto más tiempo se prive al cerebro del flujo sanguíneo, más grave será el daño cerebral [23].

Con base en la causa que los origine, los accidentes cerebrovasculares pueden ser: isquémicos o hemorrágicos. Entre los isquémicos están la trombosis cerebral y la embolia cerebral, ambos ocasionados por un coágulo sanguíneo o la obstrucción de una arteria que lleva sangre al cerebro. Los accidentes cerebrovasculares hemorrágicos se originan por vasos sanguíneos dañados que derraman sangre en o alrededor del cerebro y se dividen en: cerebral y subaracnoideo [23].

Cabe destacar que aun cuando los accidentes cerebrovasculares hemorrágicos se presentan en menor medida (alrededor del 12%) que los accidentes cerebrovasculares isquémicos (alrededor del 88%), provocan mayor número de muertes que estos últimos. Sin embargo, las personas que sobreviven a un accidente cerebrovascular hemorrágico sufren de menos discapacidades a largo plazo y generalmente se recuperan mejor que aquellos que padecieron de un accidente cerebrovascular isquémico [23].

Dentro de los principales efectos dañinos provocados por el accidente cerebrovascular está la hemiplejia temporal, que se refiere a la pérdida de la movilidad en la mitad del cuerpo, situación que normalmente conduce a déficits crónicos principalmente en las extremidades superiores; siendo más específicos en la parte distal (mano) [22].

Las lesiones en la columna vertebral y la médula espinal también son problemáticas importantes que requieren de atención adecuada, debido a que la médula espinal actúa como conducto principal de información entre el cerebro y el resto del cuerpo. Aun cuando los huesos de la columna vertebral (vértebras) son responsables de proteger los tejidos blandos de la médula espinal, estos huesos pueden ser rotos o dislocados de distintas formas provocando

principalmente lesiones traumáticas a cualquier nivel de la médula espinal. Dependiendo del segmento de médula que resulte dañado y de la gravedad de dicho daño, se determina la o las funciones del cuerpo que serán afectadas [23].

Algunas situaciones impredecibles como ser expulsado de un auto durante un choque, caerse de una altura considerable o cualquier otra clase de trauma físico que provoque la compresión de las vértebras del cuello puede conducir a un daño importante principalmente a nivel cervical de la médula espinal; originando probablemente una parálisis en gran parte del cuerpo incluyendo las extremidades inferiores y superiores [23]. En otras circunstancias, como en choques automovilísticos, generalmente se originan daños en la parte media de la espalda, es decir, a la altura del área dorsal en la médula espinal, ocasionando parálisis del tronco inferior.

Entonces, una lesión en la médula espinal generalmente se origina con un golpe repentino y traumático en la columna que causa fractura o dislocación de las vértebras, las cuales, a su vez, aplastan y destruyen los axones que son extensiones de las células nerviosas que transportan las señales de la médula espinal entre el cerebro y el resto del cuerpo [23]. Sin embargo, existen otros factores que pueden alterar la estructura de la columna vertebral o lesionar las vértebras entre los que están: infecciones, tumores y cambios óseos que ocurren con la edad [24].

Las consecuencias de cualquier lesión de la médula espinal dependen del número de axones que hayan sobrevivido: entre mayor sea el número de axones que funcionen normalmente, menor será el grado de la discapacidad. Por lo tanto, es útil identificar la clasificación de las lesiones basándose en el tamaño de la porción lesionada de la médula espinal, definidas como: lesiones completas o lesiones incompletas [23].

Una lesión completa se refiere a la ausencia total de la función sensitiva y motora por debajo del nivel de la lesión. Mientras que una lesión incompleta significa que la capacidad de la médula espinal de transmitir información hacia y desde el cerebro no se ha perdido del todo; razón por la cual aquellas personas que sufren este tipo de lesión mantienen cierta función sensitiva o motora por debajo de la lesión [23].

Como parte de la recuperación de las lesiones en la columna vertebral y médula espinal, se recomienda entre otras cosas llevar a cabo programas de rehabilitación. Estos programas incluyen terapias físicas combinadas con actividades para adquirir habilidades motoras y servicios adicionales para proporcionar apoyo emocional y social. El equipo de rehabilitación generalmente es dirigido por un médico o especialista en terapia física y rehabilitación que

trabaja en conjunto con terapeutas físicos y ocupacionales, enfermeras, psicólogos y otros especialistas [24].

En la fase inicial de rehabilitación, los terapeutas hacen énfasis en la recuperación de la fortaleza de las piernas y de los brazos, debido a que la movilidad y la comunicación son dos áreas de funcionamiento muy importantes. Para algunos, la movilidad solo será posible con la ayuda de aparatos especiales como caminadores, soportes rígidos en las extremidades, sillas de ruedas, entre otros. Además, es muy común que para desempeñar actividades de la vida diaria o ADL (por sus siglas en inglés Activities for Daily Living) como: alimentarse, vestirse, escribir y usar el teléfono deban diseñarse dispositivos de adaptación [23, 24].

De esta forma se pueden distinguir dos áreas de trabajo en la terapia de rehabilitación, la primera corresponde a la terapia física que involucra programas de ejercicios orientados al fortalecimiento de los músculos y la segunda, la terapia ocupacional, que auxilia en el restablecimiento de las actividades motoras finas [23, 24].

En lo que se refiere a las enfermedades relacionadas con la degradación del aparato musculoesquelético se encuentran: la *esclerosis múltiple*, la *distrofia muscular* y el *síndrome del túnel carpiano* [18].

La *esclerosis múltiple* es una enfermedad neurológica crónica que afecta al sistema nervioso central, compuesto por el cerebro y la médula espinal. La característica principal de esta enfermedad es la destrucción de mielina, que es una capa que rodea a los axones, la cual permite que los impulsos nerviosos viajen correctamente. Al no existir dicha capa se produce una interrupción en la transmisión de información entre el cerebro y la médula espinal; ocasionando la pérdida temporal o permanente de cierta función. Los daños principales que genera la esclerosis múltiple son: problemas con la vista, la coordinación y sensibilidad en las extremidades entre otros [25].

Uno de los principales problemas que ocasiona la esclerosis múltiple en las extremidades es el fenómeno conocido como espasticidad, la cual se produce cuando grupos opuestos de músculos se contraen y relajan al mismo tiempo, en otras palabras, se tiene un incremento en la rigidez de los músculos, requiriendo gran cantidad de energía para realizar las actividades diarias [25].

Otra enfermedad que también afecta a los músculos es la *distrofia muscular*, la cual se refiere a un grupo de trastornos o afecciones hereditarias, que pueden presentarse en la niñez o en la edad

adulto; provocando debilidad muscular y pérdida del tono muscular, situación que empeora con el paso del tiempo. De hecho, se puede afirmar que la mayoría de las personas con esta condición tarde o temprano pierden la capacidad de caminar [26].

Los síntomas de la distrofia muscular varían entre los diferentes tipos de distrofia muscular, dependiendo de cuál grupo de músculos se vea afectado. Dentro de los síntomas más comunes se encuentran: a) retraso en el desarrollo de destrezas musculares motoras, b) dificultad para utilizar uno o más grupos de músculos, c) pérdida de la fuerza en un músculo o grupo de músculos y d) lentitud al caminar [26].

El *síndrome del túnel carpiano* es una enfermedad que se produce cuando el nervio mediano, que va desde el antebrazo hacia la mano, se comprime o se aprieta en la muñeca. Este nervio es el responsable de controlar, por una parte, las sensaciones del lado palmar del pulgar y de los dedos (excepto el meñique), y por otra los impulsos a algunos músculos pequeños en la mano para permitir la movilidad de los dedos [27].

El síndrome del túnel carpiano generalmente es el resultado de una combinación de factores, entre los que pueden destacarse: predisposición congénita (tamaño del túnel carpiano), traumatismos o lesiones en la muñeca, obesidad, artritis reumatoide, uso repetitivo de herramientas de mano vibratorias, trabajo en líneas de ensamble, etcétera [27].

Los tratamientos para el síndrome del túnel carpiano incluyen: descansar la mano y la muñeca afectadas durante un periodo de tiempo asignado por el médico, evitar actividades que empeoren los síntomas, realización de ejercicios de rehabilitación y uso de medicamentos. Los ejercicios de rehabilitación incluyen ejercicios de estiramiento y fortalecimiento supervisados por un terapeuta físico o un terapeuta ocupacional; los cuales están capacitados para tratar y evaluar impedimentos físicos y auxiliar en el reentrenamiento de destrezas [27].

1.5 Metodologías de diseño

En la actualidad existen diversas metodologías capaces de transformar una idea o concepto en un objeto o producto palpable, dentro de las que se encuentran: la teoría para resolver problemas inventivos conocida por su acrónimo ruso TRIZ, el Diseño Axiomático o AD (Axiomatic Design),

el Diseño para X o DfX (Design for X) o el despliegue de la función de calidad QFD (Quality Function Deployment) entre otras.

El diseño axiomático junto con la teoría TRIZ han sido desarrolladas para ayudar al diseño, toma de decisiones y resolución de problemas relacionados [28, 29]. Por su parte el DfX representa un conjunto de metodologías para mejorar tanto el proceso de diseño como el diseño del producto desde una perspectiva X particular [30], mientras que el QFD ayuda a definir con precisión y calidad el producto en la fase de diseño [31].

El diseño axiomático es una metodología general que ayuda a los diseñadores a estructurar y comprender los problemas de diseño, con lo que facilita la síntesis y análisis de los requisitos, soluciones y procesos de diseño apropiados [28]. Este tipo de diseño es una propuesta de Nam P. Suh quien define una estrategia para el diseño de productos con dos propósitos fundamentales: a) que el diseño de productos pueda ser transferido fácilmente a otros diseñadores y b) que exista una forma que permita decidir frente a la calidad de un diseño, lo cual debe ir acompañado con una base científica firme para asegurar el éxito del diseño [29].

Por otra parte, la teoría TRIZ ofrece una extensa serie de herramientas para auxiliar a los diseñadores e inventores a evitar etapas de prueba y error en el proceso de diseño y resolver problemas de una manera creativa [28, 32]. La mayor parte de las herramientas de TRIZ fueron creadas por medio de una investigación cuidadosa en bases de datos de patentes a nivel mundial (sobre todo patentes rusas). Los estudios de recopilaciones de patentes hechos por Genrich Altshuller, el fundador de TRIZ, indicaron que sólo el uno por ciento de las soluciones eran inventos realmente pioneros, el resto sólo representaba el uso de las ideas y los conceptos ya conocidos, pero de una manera novedosa [32].

Otra metodología útil en el proceso de diseño es el Diseño para X [30], que surge como un conjunto de directrices establecidas en la fase preliminar del diseño de tal forma que el producto obtenido satisfaga una serie de características deseables. Cada criterio o estrategia del Diseño para X da solución a un problema en particular, que es producido o afecta las características de un producto.

De esta forma, en el acrónimo DfX la X tiene diversas interpretaciones, pudiendo ser: a) una propiedad en específico, llámese calidad, costo, eficiencia, flexibilidad o tiempo de desarrollo, entre otras; b) una fase del ciclo de vida del producto como: ensamble, distribución, servicio o retiro [30].

Dentro de las metodologías de diseño más utilizadas también se encuentra el QFD cuyo objetivo es establecer un proceso sistematizado que permita identificar y procesar las necesidades reales del mercado (voz del cliente) y convertirlas en requisitos del producto de tal forma que conduzcan todo el proceso de diseño [33]. Para el uso y desarrollo de dicha herramienta de diseño, se utilizan matrices en las que se buscan y señalan interrelaciones. Sin embargo, aun cuando existen matrices estándar, en la práctica puede requerirse la construcción de una matriz especial dependiendo del tipo de diseño que se realice [31, 33].

La casa de la calidad es una de las partes fundamentales en el QFD, debido a que de esta matriz se derivan las demás, permitiendo relacionar necesidades y expectativas con lenguaje técnico para determinar los cambios que hay que efectuar en el diseño a fin de obtener la mejora deseada. Por lo cual su función es la de presentar de forma visual las relaciones entre diversos tipos de datos [34].

1.6 Optimización de mecanismos

La naturaleza e inteligencia del ser humano es tal que, cuando tiene la necesidad de resolver un problema, no sólo busca una “solución cualquiera”, sino que en la mayoría de los casos trabaja para encontrar la solución más eficaz, eficiente y rápida posible; tratando de hacer más con menos al aprovechar al máximo los recursos con los que cuenta, es decir, busca la solución óptima.

La optimización es un proceso que consiste en la búsqueda de la mejor solución para un problema, entre un conjunto de alternativas. Dado que los problemas de optimización son comunes en la vida del ser humano, existen diversas técnicas matemáticas para resolverlos, como lo son las técnicas metaheurísticas, los algoritmos de optimización basados en inteligencia colectiva o los algoritmos evolutivos, entre otros [35].

Para resolver un problema de optimización es necesario identificar tres componentes del mismo, definidos como la función objetivo, variables de decisión y restricciones. La función objetivo $f(x)$, no es otra cosa más que el propósito de la optimización, definida como una medida cuantitativa que indicará el desempeño del sistema; es el valor que permite discriminar si el vector de las variables de decisión es el óptimo para minimizar o maximizar un problema. El vector x_n de los parámetros de entrada que afectan el valor de la función objetivo está constituido por las

variables de decisión x_i . Las restricciones de un problema ubican en la realidad a la solución del mismo. Estas restricciones representan las características o requisitos reales de los componentes de un sistema, es decir, son limitantes expresadas matemáticamente mediante igualdades o desigualdades. Entonces el combinar estas componentes en un problema de optimización numérica, equivale a minimizar o maximizar $f(x)$ [35].

Ahora bien, es importante mencionar que la mayoría de los problemas de optimización involucran el cumplimiento simultáneo de más de un objetivo, lo cual conduce a un tipo especial de optimización conocido como optimización multiobjetivo.

La optimización multiobjetivo consiste en encontrar un vector de variables de decisión que satisfaga las restricciones del problema y además optimizar un vector de funciones cuyos elementos son representativos de las funciones objetivo. El problema real en este tipo de optimización es saber cuál es la solución óptima para el problema multiobjetivo que se tiene. En tal caso se define como una solución óptima de Pareto cuando no existen otras soluciones viables que minimicen (o maximicen) el objetivo sin provocar un aumento (o decremento) en por lo menos otro objetivo [36].

En este sentido, es claro que la optimización multiobjetivo está estrechamente relacionada al diseño de dispositivos de rehabilitación, debido a la inherente necesidad de satisfacer diversos parámetros en un mismo concepto. Por ejemplo, en el exoesqueleto diseñado por [37] se utiliza un algoritmo de optimización para el diseño del dispositivo de rehabilitación; dicho algoritmo considera diversos objetivos en el diseño como: la cinemática del mecanismo plano, las fuerzas que actúan en las falanges de los dedos, restricciones de movimientos angulares y la prevención de colisiones entre elementos.

1.7 Actuadores utilizados en dispositivos de rehabilitación

Existen diversos tipos de actuadores utilizados en los dispositivos de rehabilitación, en los que destacan aquellos que trabajan con corriente eléctrica, los que utilizan presión neumática y materiales que poseen memoria de forma.

a) *Actuadores eléctricos*

Los actuadores eléctricos son los más utilizados, debido a diversos factores como: la facilidad que tienen de suministrar y almacenar energía, potencia relativamente elevada, confiables y fáciles de controlar, variedad y disponibilidad en el mercado, entre otros. Dependiendo de la fuente de alimentación se pueden dividir en motores de corriente directa (CD) y motores de corriente alterna (CA) y estos últimos pueden ser distinguidos en motores de inducción y motores síncronos.

Aun cuando este tipo de actuadores son los más utilizados, existen autores (como, por ejemplo, Caldwell y Tsagarakis [37]) que argumentan que los actuadores eléctricos son demasiado pesados, en comparación con los actuadores neumáticos y que poseen elevados valores de impedancia para ser utilizados en aplicaciones de rehabilitación. Estos autores argumentan que la relación “potencia/peso” de los actuadores neumáticos es relativamente elevada en comparación con sus homólogos eléctricos; sin embargo, el cálculo de dicha relación se hace sin considerar la fuente de alimentación, que en comparación con los motores eléctricos sería una desventaja.

Para solventar la problemática de la impedancia de los motores eléctricos, suelen utilizarse elementos elásticos conectados en serie con el actuador. Este concepto ayuda a disminuir la inercia y la impedancia de la interfase con el usuario, proporcionando un control estable y preciso de la fuerza, sin embargo, el uso de estos elementos limita el ancho de banda [38].

b) *Actuadores neumáticos*

Los actuadores neumáticos, ya sea en forma de cilindros o de músculos artificiales, han sido utilizados en diversas aplicaciones de exoesqueletos [39]. Sin embargo, en cuestiones de dispositivos de rehabilitación su uso se ve limitado debido principalmente a cuestiones de espacio, ya que la fuente de suministro del aire comprimido suele ser voluminosa, además de generar bastante ruido.

A pesar de ello autores como [14, 40] utilizan este tipo de actuadores, mitigando la problemática del ruido mediante el uso del almacenamiento de aire pre-comprimido. Pero la restricción del volumen siempre será un problema, por ello el uso de actuadores neumáticos se limita a sistemas con poca movilidad, o bien, en caso de que se requiera diseñar un dispositivo transportable se deberá diseñar un compartimento especial para trasladar las piezas voluminosas [14].

Dentro de los actuadores neumáticos, al igual que en los motores eléctricos, también se tienen alternativas, por ejemplo, está el músculo artificial tipo McKibben compuesto por un tubo interior de goma (manguera) recubierto con un trenzado o tejido helicoidal. Uno de los extremos del actuador se encuentra cerrado y en el otro extremo se sitúa una válvula de regulación con la que se expande o contrae el tubo interior. Así, al introducir aire a presión en el tubo, este se hincha expandiéndose en sentido transversal, lo cual provoca en el tejido exterior (de fibras no extensibles) una tensión en sentido tangencial al tubo que combinada con la configuración del trenzado se traduce en un desplazamiento en sentido axial, originando así la extensión y al despresurizar el tubo interior se obtiene una contracción [41].

Otra variante de músculo artificial, es el músculo neumático de tipo plegable, como el utilizado en [42], que consiste en un tubo de goma con una manga tipo fuelle. Para generar el movimiento de flexión del músculo neumático, se utiliza una fibra de refuerzo en un costado del músculo. El diseño de [16] fue modificado por [43], reemplazando el refuerzo de fibra por un polímero con memoria de forma (SMP) cuyo módulo de elasticidad varía en función de la temperatura [43]. En este último la dirección de la flexión puede ser modificada mediante la variación de la zona de calentamiento del actuador.

Un ejemplo más de músculos artificiales es el desarrollado por [44], estos consisten en una cámara interna rodeada por una malla trenzada con la característica de ser flexible pero no extensible, cuando la cámara es presurizada, el actuador incrementa su diámetro, acortando su longitud (en función del volumen de diseño) proporcionando así determina tensión en sus extremos, obteniendo la movilidad deseada.

Una desventaja adicional de los músculos artificiales neumáticos es que, a pesar de ser muy ligeros, tienen una respuesta relativamente lenta y no lineal, por lo que suelen ser descartados en diversos escenarios clínicos de rehabilitación [45, 46]. Además, se requiere de al menos dos actuadores para proveer movimiento antagónico debido a la contracción unidireccional.

c) *Actuadores de materiales con memoria de forma*

Las aleaciones con memoria de forma (Shape Memory Alloy –SMA-) tienen la propiedad de recuperar su forma original a través del calentamiento a determinada temperatura (crítica). Entre las aleaciones más comunes de SMA, se encuentran Ni-Ti y Cu-Al-Ni. El efecto de la memoria de forma, se produce por la variación de la estructura cristalina entre dos fases martensita y austenita. Cuando la temperatura es baja, el material se encuentra en la fase de martensita y al

elevarla a la temperatura de transición, se consigue que el material pase a la fase de austenita, recuperando su forma original [47].

Debido a su característica de elevada relación potencia/peso, se utilizan para una amplia variedad de aplicaciones, siendo utilizados como actuadores y/o sensores. Sin embargo, también presentan desventajas como la no linealidad, incluyendo histéresis y saturación, ocasionando que el control de estos actuadores sea difícil e impreciso.

A partir de la información mostrada en este capítulo se puede ver que la necesidad de contar con dispositivos de rehabilitación de miembro superior es consecuencia de diversas enfermedades, que al presentarse generan disfunciones o discapacidades motrices en las personas que las padecen; en donde el accidente cerebrovascular es la principal causante de dichas problemáticas.

En este sentido, para poder diseñar dispositivos de rehabilitación capaces de propiciar el reentrenamiento de las capacidades motrices, es fundamental tener conocimiento tanto de la anatomía como de la biomecánica del miembro a tratar; en este caso la mano.

En función de ese conocimiento, será posible establecer requerimientos propios de la terapia de rehabilitación que puedan ser involucrados en un proceso de diseño multiobjetivo, a fin de generar dispositivos eficaces que permitan al usuario recuperar la movilidad de la mano.

Capítulo II

Estado del arte

Las extremidades del cuerpo humano son vitales para el desarrollo de las actividades de la vida diaria; sin embargo, también son vulnerables a lesiones o traumas en huesos y ligamentos generados por accidentes por el deterioro de sus funciones como consecuencia de enfermedades o problemas neurológicos, o bien, por la degradación natural del aparato músculo-esquelético (por edad avanzada) [1, 2, 15].

Las problemáticas que se presentan en las extremidades son variadas, incrementándose día con día y en la mayoría de los casos la persona que padece o sufre de alguna de dichas enfermedades deberá someterse a rehabilitación. La rehabilitación es una terapia que tiene como propósito la recuperación parcial o total de las capacidades motrices del paciente [4].

Como consecuencia de las necesidades crecientes en las terapias de rehabilitación, desde hace ya varios años, se han desarrollado investigaciones importantes para diseñar y construir dispositivos que auxilien y mejoren los resultados médicos logrados por un terapeuta.

En este sentido, para el desarrollo del presente escrito se ha llevado a cabo una revisión exhaustiva de diversas investigaciones orientadas a la rehabilitación de miembro superior (enfocándose en la parte distal). Esto con el objetivo de poder presentar un resumen de la información relevante de dichas investigaciones en las secciones consecutivas de este apartado.

2.1 Clasificación de dispositivos de rehabilitación de miembro superior

Después de estudiar la información consultada en diversas fuentes como artículos de revistas y reportes de conferencias, provenientes principalmente del IEEE (Institute of Electrical and Electronics Engineers), de Science Direct y de Springer, se establece una clasificación de los

dispositivos de rehabilitación en: portables y no portables. En la primera clasificación se tienen las ortesis y los exoesqueletos y en la segunda principalmente sistemas robóticos. Además, los dispositivos de rehabilitación se pueden catalogar según el tipo de actuación, como dispositivos pasivos o activos; un diagrama completo y representativo de esta última clasificación se muestra en la Figura 2.1.

Se habla de un dispositivo activo cuando éste es capaz de proporcionar asistencia para el movimiento activo de la extremidad y posee por lo menos un actuador que suministra dicha movilidad. Su contraparte, el dispositivo pasivo, cuenta con actuadores que únicamente proporcionan fuerza de resistencia al movimiento efectuado por el usuario [7].

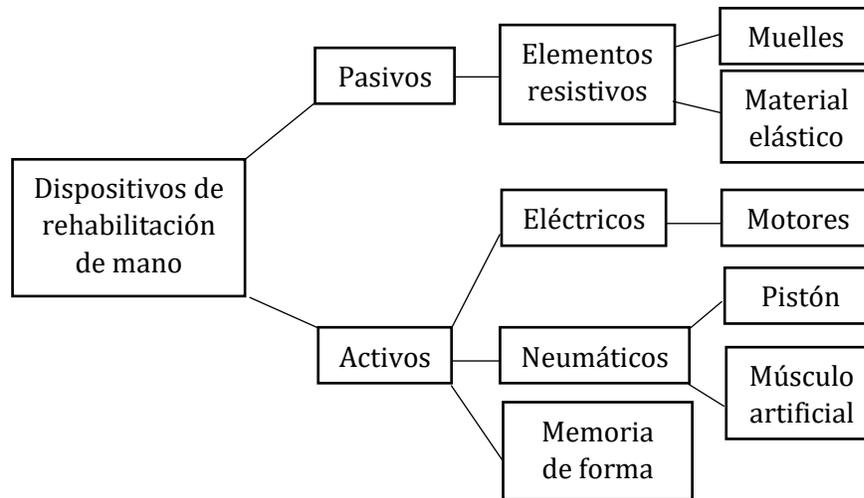


Figura 2.1 Clasificación de dispositivos de rehabilitación de mano según el tipo de actuación

Las ortesis se definen como dispositivos mecánicos con naturaleza antropomórfica, capaces de lograr un ajuste estrecho con el cuerpo del usuario, de tal forma que puedan trabajar simultáneamente con los movimientos de este [48].

Los exoesqueletos, en el contexto de la presente investigación, son definidos como ortesis activas. El término ortesis activa se usa normalmente para describir un dispositivo que es utilizado para aumentar la capacidad ambulatoria de una persona que sufre de cierta patología en alguna extremidad [15].

Por su parte, los sistemas robóticos de rehabilitación son principalmente de dos tipos: externo (ajeno al cuerpo o de pedestal) y exoesqueletos, ambos con la capacidad de realizar ejercicios terapéuticos precisos y repetibles, pudiendo incluir sistemas interactivos de realidad virtual.

Además, cuentan con la captura de datos cuantitativos utilizados para optimizar las sesiones de terapia y evaluar los resultados del paciente [49].

A manera de resumen se ha elaborado la Tabla 2.1 en la cual se listan las principales características de los dispositivos de rehabilitación antes mencionados. En ella se puede destacar, por ejemplo, el área de aplicación de cada dispositivo. Así, las ortesis se utilizan generalmente en ortopedia, fisioterapia y terapia ocupacional, recurriendo a ellas como soporte para alinear o corregir deformidades, o bien, para mejorar la función del aparato neuromusculoesquelético [18, 50]. Los exoesqueletos junto con los sistemas robóticos tienen su mayor campo de aplicación en la rehabilitación de problemas neurológicos, como el accidente cerebrovascular y las lesiones en la médula espinal y/o columna vertebral [24].

Cabe mencionar que en los trabajos de investigación estudiados para el presente escrito se cuenta con una diversidad importante de dispositivos destinados a la rehabilitación, aunque algunos de ellos también funcionan como dispositivos de asistencia, como en el caso de [8, 51 y 52]. La diferencia entre un dispositivo de rehabilitación y uno de asistencia radica en que mientras el primero proporciona y por tanto obliga a realizar un ejercicio repetitivo de movimiento, el segundo detecta la intención del movimiento y auxilia al usuario en la realización del mismo [52].

Tabla 2.1 Características principales de los dispositivos de rehabilitación

	Ortesis	Exoesqueleto	Robot
Tipo de actuación	Pasiva / Activa	Activa	Activa
Configuración	Antropomórfica	Antropomórfica/Libre	Libre
Movimiento	De apoyo	Repetitivo y preciso	Repetitivo, reconfigurable y preciso
Autonomía	---	Media y alta	Alta
Sistemas adicionales	Ajuste de fuerzas	Registro y ajuste de fuerzas, velocidades y/o torques	Realimentación y control de posiciones y fuerzas Realidad virtual
Área de aplicación	Asistir en lesiones traumáticas	Asistir en desórdenes neurológicos	Asistir en desórdenes neurológicos

2.2 Dispositivos de rehabilitación de mano

Una característica común en los dispositivos de rehabilitación analizados es el uso de diversas configuraciones de mecanismos planos para su funcionamiento, ya que éstos permiten reproducir trayectorias controladas, lo cual es de suma importancia en las terapias de rehabilitación. En este sentido, los tres criterios primordiales al momento de diseñar un mecanismo son: los GDL, el grado de movilidad (GDM) y el rango de movimiento (RM). GDL se refiere al número de movimientos independientes que se pueden lograr en el dispositivo. GDM está relacionado con el número de actuadores o entradas actuadas [4]. El RM es el intervalo o amplitud de movimiento en el que pueden trabajar las diversas articulaciones que forman parte del dispositivo [4].

Conjuntamente a los tres criterios considerados en la parte mecánica del dispositivo de rehabilitación, existen otros que pueden incluirse en el proceso de diseño, como son: peso, tamaño, materiales, capacidades de fuerza, tipos de actuadores, etcétera. Sin embargo, debido precisamente a cuáles de dichos aspectos forman parte del diseño y a la relevancia que se les da dentro de este proceso de desarrollo del dispositivo, es que se tienen diversos enfoques, entre los que se identifican los basados en: la portabilidad, las capacidades de movimiento y fuerzas, el tipo de actuación y por último el tipo de control.

Para dar un panorama general de los dispositivos de rehabilitación de mano consultados, se describen brevemente algunos de ellos en los párrafos consecutivos. En cada caso se especifica la finalidad del dispositivo y los puntos medulares dentro de su diseño, con el objetivo de resaltar los aspectos involucrados para la obtención de un modelo funcional.

Por ejemplo, en [8] se diseña una ortesis para el pulgar y los dedos índice y medio (ver Figura 2.2a) con la finalidad de proporcionar la rehabilitación mediante la sujeción de objetos al ejecutar un movimiento de pinza triple. Para ello se sintetiza un eslabonamiento de barras y resortes que en conjunto proporcionan el movimiento simultáneo de apertura y cierre de los dedos con solo un GDM. Para poder sujetar objetos de distintos pesos y dimensiones se utiliza una fuerza de sujeción variable, proporcionada por un actuador eléctrico y controlada a través de un potenciómetro. Además, como parte novedosa en el control del dispositivo, se opta por la activación del mecanismo mediante el movimiento de masticación, el cual es captado por medio de sensores colocados en la cabeza del usuario a través de una banda y posteriormente enviados al actuador.

Otra ortesis diseñada para la rehabilitación de la mano mediante la activación de tres dedos es la presentada por [15]. Este dispositivo tiene dos grados de libertad, uno para la flexión-extensión del pulgar y el otro para la flexión-extensión de los dedos índice y medio (simultáneamente). Aquí también se utilizan mecanismos con barras para efectuar los movimientos deseados, incluyendo en la cadena cinemática un deslizador para lograr un mayor RM en los dedos. A diferencia del dispositivo previo, esta ortesis fue diseñada exclusivamente para reproducir movimiento y no para sujetar objetos, por tal razón en vez de utilizar actuadores eléctricos se usan actuadores neumáticos (ver Figura 2.2b), los cuales generalmente poseen menores capacidades de fuerza que los primeros.

Sin embargo, aun cuando hay ciertas diferencias entre los dos dispositivos mencionados y dejando fuera las fuentes de suministro de energía para el sistema de actuación, ambos diseños son compactos, ligeros y con una fijación relativamente rápida y sencilla por lo que su portabilidad puede considerarse alta.

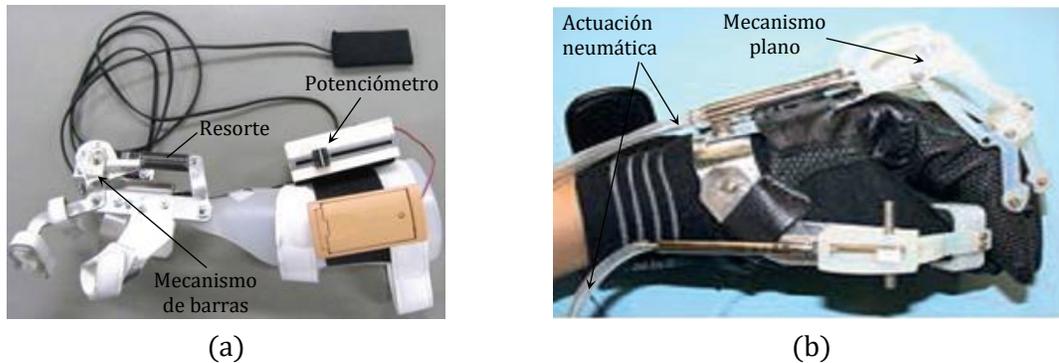


Figura 2.2 Ejemplos de ortesis para rehabilitación de mano: a) Electrical Prehension Orthosis [8], b) PAFEx-Pneumatic Actuated Finger Exoskeleton [15]

Continuando con otros dispositivos, en [37] se diseña un exoesqueleto de mano que al igual que los dos dispositivos anteriores es portable y ligero. Utilizando mecanismos subactuados de cuatro barras para los dedos índice y pulgar (ver Figura 2.3a), el dispositivo es capaz de ejecutar y asistir los movimientos de flexión-extensión y aducción-abducción de la mano, es decir, posee rangos naturales de movimiento y de fuerza necesarios para desempeñar las actividades cotidianas. Además, tiene la capacidad de proporcionar realimentación cuantitativa de la posición de las articulaciones, con lo cual se logra un proceso de rehabilitación más eficiente que en los primeros dos diseños, ya que el terapeuta puede monitorear el porcentaje de avance durante la rehabilitación. Sin embargo, debido a sus capacidades ya descritas, es necesario utilizar un sistema de actuación más grande que en los casos de [8 y 15].

Por otra parte, se tienen los dispositivos que incluyen en su diseño a todos los dedos de la mano, entre los que se encuentra el exoesqueleto presentado por [50] mismo que posee 10 GDL y 5 GDM lo que permite movilidad en las articulaciones MTCF e IFP de cada dedo; utilizando únicamente 5 actuadores lineales (ver Figura 2.3b), es decir, también considera la subactuación. La finalidad del dispositivo es lograr el reentrenamiento de la movilidad de la mano activando el exoesqueleto por medio de señales musculares del usuario. El diseño fue pensado para ser ligero, compacto y portátil, de modo que los usuarios puedan practicar fácilmente la apertura y cierre de la mano por voluntad propia.

Posteriormente se tiene el dispositivo diseñado y fabricado por [53]. Se trata de un exoesqueleto portátil que tiene 5 grados de libertad, cuya principal característica es el control del movimiento. El exoesqueleto es capaz de proporcionar los movimientos de flexión y extensión (en todo el intervalo de movimiento) de forma individual en los dedos de la mano afectada (izquierda), mediante el uso de un mecanismo formado por barras y deslizadores (ver Figura 2.3c). Además, el dispositivo está provisto de un guante equipado con sensores, el cual, al ser colocado en la mano saludable, detecta los movimientos del usuario y envía las señales correspondientes a un microcontrolador en el exoesqueleto, para que este último sea capaz de reproducir los movimientos detectados. En este diseño, al igual que en el dispositivo presentado en [50], para mantener las dimensiones en valores mínimos aceptables, al tiempo que se logran activar los 5 dedos de la mano sin sacrificar capacidades de fuerza y RM, se optó por actuadores lineales en vez de motores eléctricos.

Otro diseño de exoesqueleto de mano que posee 5 módulos independientes es el desarrollado por [20]. En este dispositivo cada módulo se compone de 3 eslabones, uno por falange, con un total de cinco grados de libertad y de nuevo utilizando la subactuación se logra el movimiento de cada dedo con solo un actuador. Para lograr la FE de la articulación MTCF se utiliza un mecanismo de manivela deslizador, mientras que para las articulaciones IFP e IFD se usa la transmisión por cables Bowden (ver Figura 2.3d). El dispositivo tiene sensores de fuerza montados sobre la superficie palmar de las falanges del dedo con la finalidad de medir la fuerza aplicada por el usuario durante la interacción con diversos objetos y así llevar un registro del avance en las capacidades de fuerza durante la rehabilitación.

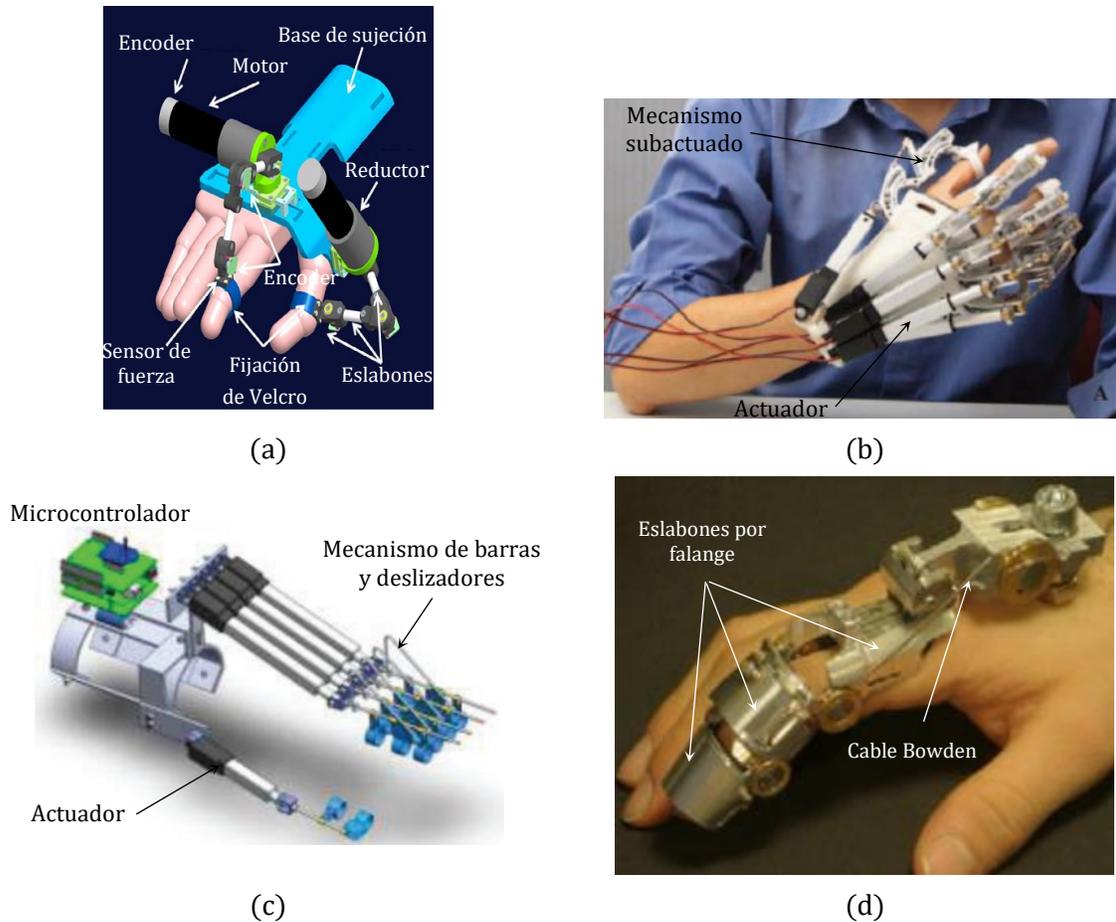


Figura 2.3 Exoesqueletos para rehabilitación de mano: a) HEXOSYS [37], b) EMG-driven Exoskeleton Hand [50], c) Hand Exoskeleton [53], d) HANDEXOS [20]

Existen también otros diseños enfocados en un mayor control del movimiento articular, por ejemplo, el exoesqueleto de 4 grados de libertad desarrollado por [1] es un dispositivo para la rehabilitación del dedo índice capaz de generar movimiento bidireccional para todas las articulaciones del dedo, mediante la transmisión por cables Bowden. El diseño del dispositivo se basó en: a) la adaptabilidad para diversas dimensiones de manos, b) rango de movimiento ajustable, pensando en el avance de recuperación que tenga el usuario y c) sistema de medición de fuerzas, para monitorear la fuerza ejercida por cada falange. En la Figura 2.4a se muestra el prototipo del exoesqueleto, colocado sobre el dedo del usuario, proporcionando el movimiento de flexión.

Finalmente se hace referencia al sistema robótico interactivo desarrollado por [54] el cual tiene 5 grados de libertad, utiliza varios mecanismos formados por barras rígidas impulsadas por actuadores lineales (ver Figura 2.4b). Es un dispositivo diseñado para rehabilitar el movimiento

de la mano después de haber sufrido un accidente cerebrovascular. Cuenta con tres modos de operación: 1) movimiento continuo pasivo, 2) movimiento utilizando señales EMG (electromiográficas) y 3) movimiento EMG continuo simulando apertura, sujeción y presión de objetos. En el modo 1, el dispositivo realiza movimientos predefinidos, en el 2 se requiere de las señales EMG para iniciar el movimiento y una vez que se rebasa cierto umbral (normalmente 30 % del valor real de la contracción máxima) el dispositivo hace el resto. En el modo 3 es necesario el uso de las señales EMG de forma continua para realizar los movimientos. También tienen la capacidad de recopilar información de fuerzas y posiciones de los dedos durante el desarrollo de las tareas.

Ahora bien, los últimos diseños descritos [1, 20, 50, 53 y 54] pueden considerarse ligeros y portátiles, pero no necesariamente portables. Se dicen portátiles ya que todos sus elementos son fácilmente transportables de un lugar a otro, pero debido ya sea a sus sistemas de control, de actuación o de monitoreo se dificulta su uso durante el desarrollo de las ADL con lo que su portabilidad se ve disminuida y en algunos casos es prácticamente nula.

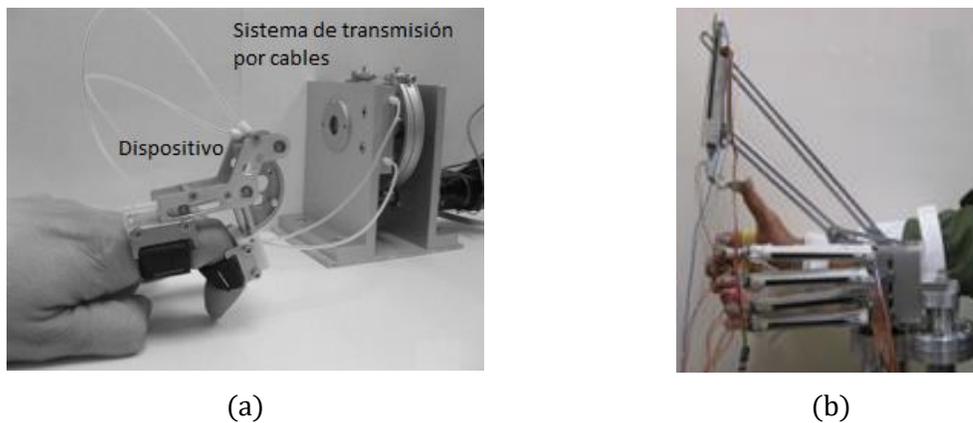


Figura 2.4 Dispositivos para rehabilitación: a) Prototipo del exoesqueleto para rehabilitación del dedo índice [1], b) Robot para el reentrenamiento de la mano [54]

Con la finalidad de resumir y facilitar la interpretación de la información consultada y previamente comentada se construyó la Tabla 2.2, en la que se presentan los aspectos relevantes en el desarrollo de los dispositivos de rehabilitación considerados para la presente investigación, con lo cual se pretende construir una fuente de información útil que permita, por una parte, identificar las alternativas de diseño existentes en el campo de estudio y por otra, utilizar parte de dicha información para el desarrollo del trabajo de investigación.

Tabla 2.2 Dispositivos para rehabilitación de mano

Referencia	Tipo	GDL (GDM)	Tipo de actuadores	Movimientos que rehabilita						Rango de movimiento	Peso	Información adicional	
				FE					AA				
				T	I	M	R	P	T				I
Ab Patar et al [15]	Exoesqueleto portable	3 (2)	Actuador neumático: SMC CJ1B4 (pulgar) y Tekko 7Z-2SR (índice)	x	x						MTCF 40°; IFP 70°; IFD 50°		Rehabilitación exclusiva de movimiento
Agarwal et al [55]	Exoesqueleto portable	2 (1)	Maxon- RE max 29		x							0.785 N	Torque control
Baqapuri H. et al [24]	Exoesqueleto portable	12 (4)	Servomotores Tower Pro SG90		x	x	x	x			FP 45°; FM 90°; FD 15°		$F_{max} = 10 N$ (junta) Gripping & pinching
Brokaw E. et al [51]	Órtesis portable	4 (1)	Elástico (pasivo)			x					MTCF 90° (dedos) CMC 52° (pulgar)	1.26 N	Torque variable (por ubicación y variación de resorte)
Chan et al [56]	Exoesqueleto portable	7 (3)	Servomotor	x	x	x					MTCF 70° MTCF 51°;IFP 50°; IFD 50° MTCF 59°; PID 53° ;IFD 53°		Fuerza para realimentación
Chen M. et al [54]	Robot no portable	14 (5)	Actuadores lineales Fircelli-L12	x	x	x	x	x					Modos de operación: 1.- Movimiento continuo pasivo, 2.- Movimiento con señales EMG 3.- Movimiento EMG continuo
Chiri A. et al [20]	Exoesqueleto portable	15 (5)	Motores CD	x	x	x	x	x	x				Fuerza por falange
Cruz et al [57]	Robot no portable	3 (3)	BDCM mini		x						MTCF 148°;IFP 90°;IFD 80°		
Ertas I. et al [40]	Exoesqueleto portable	3 (1)	Motor CD		x						MTCF 120°;IFP 120°;IFD80°	Sin motor 1.81 N	Modos de operación: 1. Pasivo 2. Activo 3.Activo asistido 4.Activo-restringido
Fu Y. et al [9]	Exoesqueleto portable	4 (2)	Motor de CD Portescap 17N78-216E		x					x	Completo		
Fu Y. et al [14]	Exoesqueleto portable	4 (1)	Motor CD BL2S.125.L.0		x					x	Completo		
Ho et al [50]	Exoesqueleto portable	10 (5)	Actuador lineal Fircelli L12	x	x	x	x	x			MTCF 55°; IFP 65°	4.91 N	Velocidad de apertura y cierre 2s
Iqbal J. et al [37]	Exoesqueleto portable	6 (2)	Motor Maxon RE-25	x	x							9.8 N	$F_{rehab} = 6 N / F_{máx} = 46 N$
Ito et al [58]	Robot no portable	18	Motor CD	x	x	x	x	x	x	x	Completo		Incluye movimiento de la muñeca
Jones C. et al [59]	Exoesqueleto no portable	3 (6)	Motor CD		x						MTCF 60°; IFP 90°; IFD 90°	1.35 N	Torque: MTCF 2 Nm/IFP 0.75 Nm/IFD 0.25Nm

Tabla 2.2 Dispositivos para rehabilitación de mano (continuación)

Referencia	Tipo	GDL (GDM)	Tipo de actuadores	Movimientos que rehabilita							Rango de movimiento	Peso	Información adicional
				FE					AA				
				T	I	M	R	P	T	I			
Kawasaki et al [60]	Robot no portable	18	Servomotor	x	x	x	x	x	x	x	MTCF 60° IFP 80° (pulgar) MTCF 90° IFP 100°		Utiliza la mano saludable del usuario para el control
Koeneman et al [61]	Órtesis no portable	4 (1)	Neumático tipo McKibben			x							Bajo costo y ligero
Lambercy et al [62]	Robot no portable	5 (2)	Motor Maxon RE 40			x					MTCF 60°		Posee sensores de fuerza
Leeb R. et al [52]	Órtesis portable	4 (1)	Elástico			x					Completo		Posee mecanismo de seguridad
Li J. et al [19]	Exoesqueleto portable	8	Motores (RE25, RE36)	x	x					x	x	2.45 N	Ajustable al usuario Sensores para medición de fuerzas
Lucas L. et al [7]	Exoesqueleto portable	3 (2)	Pistones neumáticos 007 y 007-R Bimba Manufacturing Company		x								Medición de fuerzas en falanges
Mali U. y Munih M. [63]	Robot no portable	3 (2)	Motores CD		x						MTCF 85°; IFP 100°; IFD 80°		Medición de fuerzas ejercidas por el usuario Para rehabilitación $F_{rehab} = 10 N$
Martínez L. et al [18]	Exoesqueleto portable	6 (3)	Actuador lineal	x	x		x						$F_{max} = 15N$ /actuador Dispositivo para sujetar y apretar objetos
Masia et al [64]	Robot no portable	5 (1)	Motor CD			x							Backdrivable
Mohamaddan S. y Osman M. [65]	Órtesis portable	4 (2)	Servomotor	x	x								
Moromugi S. et al [8]	Órtesis portable	2 (1)	Servomotor			x							Fuerza variable para sujeción de objetos
Mulas M., et al [4]	Exoesqueleto portable	5 (2)	Servomotor Hitec servos HS-805BB	x		x					Necesario para <i>Grasp</i>		Utiliza señales EMG para la prensión de objetos $F_{max} = 100N$
Rahman y Al Jumaily [53]	Exoesqueleto portable	14 (5)	Actuador lineal	x	x	x	x	x			Completo		Trabaja con sensores en la mano saludable
Rahman T. et al [66]	Órtesis portable	4	Resortes										Movimiento en articulaciones de hombro y codo
Ren et al [67]	Exoesqueleto no portable	5 (1)	BDCM			x					MTCF		Abrir y cerrar la mano / sujetar objetos
Rosati G. et al [68]	Ortesis portable	4 (1)	Actuador elástico/eléctrico			x					MTCF 60°		Mecanismo de 4 barras con $F_{max} = 30 N$

Tabla 2.2 Dispositivos para rehabilitación de mano (continuación)

Referencia	Tipo	GDL (GDM)	Tipo de actuadores	Movimientos que rehabilita						Rango de movimiento	Peso	Información adicional	
				FE					AA				
				T	I	M	R	P	T				I
Salas-Lopez et al [16]	Robot no portable	3	Motores CD									Uso de sensores para realimentación vibro táctil / efector final	
Schabowsky C. et al [49]	Exoesqueleto no portable	6 (2)	Motor Maxon CD brushless	x		x			x		Completo	Sensores para medición de torque Síntesis mecanismo de 4 barras	
Shafi U. et al [5]	Exoesqueleto portable	8 (4)	Motor CD			x						Efector final	
Sooraj R. et al [48]	Exoesqueleto no portable	17 (6)	Brushed dc mini motors	x	x	X	x	x				Efector final También trabaja con articulación del codo	
Stergiopoulos P. et al [69]	Exoesqueleto portable	7 (2)	Motores Maxon RE-max	x	x				x		Completo	Torques: 0,65 Nm pulgar / 0,28 Nm indice	
Taheri H. et al [70]	Exoesqueleto no portable	4 (2)	Actuadores lineales ServoTube y Dunkermotoren		x	x						Mecanismo de 8 barras trabaja con posicionamiento de falanges proximal y media	
Takahashi et al [71]	Robot no portable	6 (3)	Neumático	x		x					MTCF 81° / MTCF 90°	Incluye movimiento de la muñeca	
Tzemanaki et al [72]	Robot no portable	21 (5)	Actuador lineal	x	x	x	x	x	x	x	Completo		
Wang J. et al [1]	Exoesqueleto portable	4	Motor CD		x					x	MTCF 85°; IFP 100°; IFD 80° / MTCF 45°	1.177 N Sensores de fuerza por falange	
Wege A. et al [2]	Exoesqueleto portable	4	Motores CD			x				x	MTCF 100°; IFP 90°; IFD 45° / MTCF 40°		
Wolbrecht E. et al [6]	Exoesqueleto portable	3 (1)	Motor		x						MTCF 80°; IFP 80°	Movimiento de <i>curling</i>	
Worsnopp T. et al [22]	Exoesqueleto portable	3	Motores AKM13C, AKM12C y AKM11C		x						MTCF 90°; IFP 90°; IFD 75°	2.26 N Torques: MTCF 2Nm; IFP 0.75Nm; IFD 0.25Nm	
Xing K. et al [73]	Robot portable	9 (2)	Actuador neumático McKibben	x		x						Fabricado en polímero	

RM; rango de movimiento FE; flexión/extensión AA; aducción/abducción FP; falange proximal FM; falange media FD; falange distal

2.3 Análisis de dispositivos de rehabilitación de mano

Debido a diversas enfermedades y patologías presentes en una parte importante de la población a nivel mundial, se ha visto un incremento importante en el uso de recursos, tanto de personal como de equipo especializado, para proporcionar terapias de rehabilitación, lo cual, a su vez ha conducido al desarrollo de dispositivos especialmente diseñados para facilitar esta labor. Entre estos dispositivos, se encuentran los enfocados en la rehabilitación de mano, ya que esta juega un papel importante en las actividades del ser humano.

De igual forma este campo de estudio se vuelve atractivo desde el momento en que se sabe que la mano humana posee un número importante de grados de libertad, además de ser una parte del cuerpo relativamente pequeña, por lo cual su análisis se torna más complejo en comparación con el de otras partes del cuerpo.

En este sentido cabe destacar algunos puntos clave en el diseño de dispositivos de rehabilitación de mano, los cuales se recuperan de la información presentada en la sección 2.2. Por ejemplo, en la parte del sistema de actuación, en aproximadamente 82% de los diseños se prefiere el uso de motores eléctricos sobre cualquier otro tipo de actuador, situación que se deriva principalmente de la elevada relación de potencia/peso característica de estos actuadores. Además, también se busca la disminución del número de actuadores, por lo que 3 de cada 4 diseños emplean mecanismos subactuados.

En relación al peso, la tendencia se orienta a la reducción del mismo. Tal es la importancia que se le da a este, que existen dispositivos ligeros de alrededor de 0.785 N, e incluso los dispositivos más pesados no superan los 20 N. La variación de este factor entre dispositivos radica principalmente en el tamaño y materiales de los que estén fabricados los componentes del mismo, así como en los sistemas de actuación y transmisión.

Ahora bien, otro punto importante en el diseño es el movimiento que se pretende rehabilitar, destacando que más del 95% de los dispositivos están orientados a la rehabilitación de los movimientos de flexión y extensión de los dedos, pudiendo trabajar de forma individual o conjunta. Así se observa que 9 de cada 10 dispositivos son diseñados para rehabilitar el dedo índice, de los cuales el 25% trabaja exclusivamente con dicho dedo; un 14% de las investigaciones consultadas rehabilitan simultáneamente el pulgar y el índice y tan solo el 18% de los dispositivos desarrollados tienen la capacidad de trabajar con todos los dedos.

Un factor que va de la mano con el movimiento de rehabilitación es la fuerza que puede ejercer el dispositivo para facilitar los movimientos prescritos. Así se tienen diseños que operan con la sujeción y prensión de objetos, en cuyo caso presentan capacidades de fuerza que van desde los 10 N por elemento, hasta los 100 N en el movimiento de pinza ejercido por los cinco dedos. En algunos casos la fuerza puede variarse, dependiendo ya sea de las dimensiones del objeto a sujetar o según la etapa de rehabilitación en la que se esté utilizando el dispositivo.

2.4 Aspectos relacionados con el diseño de dispositivos de rehabilitación

Como se mencionó en la sección 2.2, después de analizar la información de la Tabla 2.2 se observó que para el desarrollo de dispositivos de rehabilitación suelen considerarse distintos aspectos en el diseño, los cuales dependen en gran medida del tipo de dispositivo que se desarrolla y de la aplicación de este. Pero a pesar de ello, es posible identificar algunos aspectos coincidentes entre dichas investigaciones, mismos que se describen a continuación.

- **Seguridad.** Quizá el requisito indispensable en cualquier dispositivo que interactúa con el cuerpo humano es la seguridad. Debido a que los dispositivos de rehabilitación permanecen en contacto estrecho con el usuario, cualquier mal funcionamiento de estos puede derivar en daños severos al usuario. Por consiguiente, al momento de realizar el diseño mecánico del dispositivo, se deben tener en cuenta posibles errores de operación por parte del usuario, o del operador [22].
- **Compatibilidad.** El objetivo del dispositivo de rehabilitación es auxiliar al ser humano, por lo que debe ser capaz de ejercer y ayudar en los movimientos (de la extremidad afectada) de las actividades cotidianas. Siempre que sea posible se tratará de igualar las capacidades de un miembro completamente sano, buscando obtener un rango de movimiento natural y niveles de fuerza más allá de los normales [5].
- **Rango de movimiento.** Se define como el intervalo o amplitud de movimiento en el que pueden trabajar las articulaciones, por lo general refiriéndose a los movimientos de flexión y extensión. El rango de movimiento depende del tipo de articulación y de las superficies articulares, así como de los músculos, tendones y ligamentos asociados [68].

- **Optimización.** El diseño de un sistema de rehabilitación requiere un procedimiento de optimización multiobjetivo que considere el desempeño de todos los parámetros involucrados [37].
- **Portabilidad.** Un dispositivo diseñado para poder transportarse fácilmente tendrá ventajas sobre los dispositivos de rehabilitación fijos, debido, entre otras cosas, a que puede servir como un elemento protésico que auxilie al usuario en el desempeño de sus actividades [37].
- **Tipo de transmisión.** El tipo de transmisión es un factor de suma importancia para tener un control eficaz en todo momento, tanto de movimiento como de fuerza. Dependiendo del tipo de transmisión se pueden eliminar problemas intrínsecos como la fricción, rigidez, el ancho de banda de la fuerza, etcétera [1]. Dentro de los principales tipos de transmisión están el uso de cables tipo Bowden, engranajes y eslabonamientos rígidos que pueden incluir elementos con perfiles irregulares o bien el uso de deslizadores.
- **Tipo de asistencia.** El movimiento que realiza un dispositivo de rehabilitación puede ser catalogado como: activo, pasivo, háptico (entrenamiento), ejercicio pasivo y ejercicio activo. El activo es cuando el dispositivo es capaz de mover las extremidades de forma autónoma, incluso puede aplicarse a sujetos incapaces de mover las extremidades. El pasivo se presenta cuando el dispositivo está provisto con elementos que ofrecen resistencia al movimiento. En el háptico, la interacción con el usuario es a través del tacto, puede proporcionar resistencia de fuerza, vibraciones, o generar movimientos preestablecidos [16, 70].
- **Back-drivability.** Una característica de diseño mecánico que indica que el paciente es capaz de mover el dispositivo, incluso cuando este último está en estado pasivo, incrementando la seguridad del usuario, ya que no limita los movimientos de la extremidad y además la mantiene en una posición cómoda [48].
- **Reconfigurabilidad.** Propiedad que indica que la estructura mecánica del dispositivo puede ser modificada sin añadir piezas, con el objetivo de adaptarlo a la condición del usuario [1].
- **Modularidad.** Se refiere a la propiedad del dispositivo que indica la existencia de partes o elementos opcionales, para adaptarlo a condiciones específicas como el rango de movimiento o simplemente para realizar ejercicios adicionales [1].

- **Mecanismos de elemento terminal.** El control de movimiento se logra con el contacto del dispositivo en la parte distal de la extremidad. Este concepto simplifica la estructura del dispositivo, pero puede complicar el control de la posición de la extremidad en caso de tener múltiples grados de libertad [16].
- **Mecanismo tipo exoesqueleto.** Un dispositivo con una estructura mecánica alineada con la estructura del esqueleto de la extremidad, es decir, las articulaciones del mecanismo se alinean y mueven junto con las articulaciones de la extremidad. Este diseño permite un control independiente en los movimientos de las articulaciones, por lo cual es más complejo que el anterior [2].

Con base en lo reportado en la literatura es claro que en las últimas dos décadas se ha visto un interés especial por parte de la comunidad científica en desarrollar dispositivos de rehabilitación de mano, debido a la importancia que tiene ésta en el desarrollo de las actividades de la vida cotidiana.

Al analizar los distintos dispositivos de rehabilitación de mano, resulta evidente que los enfoques de diseño son variados, por lo que el campo de posibles soluciones también lo es. Sin embargo, esta diversidad origina la posibilidad de generar nuevos dispositivos identificando los puntos clave de los ya existentes, de tal forma que faciliten el proceso de diseño.

Cabe destacar que en los diseños estudiados se notó una tendencia importante hacia la portabilidad de los dispositivos debido principalmente a que éstos facilitan el proceso de rehabilitación al poder ser utilizados durante el desarrollo de las actividades cotidianas. Además, es evidente que el dedo índice tiene prioridad en el diseño, seguido del pulgar y el resto de los dedos.

Capítulo III

Criterios de diseño de mecanismos planos para dispositivos de rehabilitación

En la vida diaria, cuando intentamos sujetar un objeto, no pensamos en cómo hacerlo, es decir, no somos conscientes de cómo colocar la mano o qué fuerza debemos aplicar para efectuar la sujeción, simplemente realizamos la acción [52]. Todo lo anterior está controlado por nuestro sistema nervioso, incluyendo las intenciones voluntarias y la realimentación visual, propioceptiva y táctil.

Es por eso que cuando la mano humana se ve afectada por alguna enfermedad o accidente, las acciones que se deben tomar para devolverle la funcionalidad son de suma importancia. En este sentido lo más utilizado es la rehabilitación proporcionada por un terapeuta que, con base en ejercicios de movilidad y fuerza, ejercita los elementos afectados para brindarles el reentrenamiento requerido. Con el avance en la tecnología, en la actualidad los terapeutas se pueden auxiliar de dispositivos capaces de proporcionar los ejercicios de rehabilitación con base en las necesidades del paciente.

Para el desarrollo de dichos dispositivos es preciso considerar aspectos que garanticen un diseño funcional y eficiente, por lo que se requiere establecer criterios de diseño, con base en los requisitos de la rehabilitación. Por ello, el presente apartado está destinado a la identificación, selección y definición de dichos criterios.

3.1 Criterios de diseño utilizados en el estado del arte

Los criterios para diseñar dispositivos de rehabilitación generalmente son consecuencia de los ejercicios terapéuticos requeridos para proporcionar las distintas terapias de rehabilitación, las cuales a su vez dependen de las necesidades de cada paciente. A partir de dichas necesidades, el

diseñador, investigador o desarrollador de tales dispositivos, definirá las propiedades o los atributos que habrá de implementar en el dispositivo.

Según la información consultada en la literatura se ha visto que un proceso de rehabilitación de mano sugiere la ejecución de ejercicios que reproduzcan, en lo posible, los diversos tipos de prensión utilizados en las actividades cotidianas.

En este sentido, existe un conjunto de tareas denominadas funcionales [17, 69], que representan en gran medida, el uso de las prensiones básicas. Entre ellas están: manipular una llave para abrir y cerrar una cerradura, enchufar y desenchufar conectores, presionar botones en controles remotos o girar perillas en aparatos electrónicos, manipular un lápiz o bolígrafo, sujetar una taza de café o una botella de agua e insertar un tenedor en un alimento. Así, al analizar la información disponible en el estado del arte, se observó que los diseños propuestos deben ser capaces de apoyar al paciente en la recuperación del movimiento de la mano, permitiéndole realizar las tareas funcionales mencionadas.

Una vez analizada la información contenida en 44 referencias consultadas para el estado del arte, se pudo identificar un conjunto de criterios considerados en el diseño de dispositivos de rehabilitación de mano, el cual puede ser visto como un sistema global generado a partir de diversas alternativas o enfoques de diseño. En la Tabla 3.1. se listan los criterios de diseño reportados en la literatura. Para elaborar dicha tabla y definir (en orden descendente) cuáles serían el primero y último criterios, se consideró en primera instancia la cantidad de artículos que incluyen a los distintos criterios en el desarrollo de sus dispositivos. Luego, en caso de que más de un criterio tenga la misma cantidad de apariciones, se toma en cuenta la importancia que cada autor les da, es decir, en cuántas veces el criterio es crucial en el diseño del dispositivo y en cuántas es complementario.

Por ejemplo, de los 44 proyectos consultados, no existe uno solo que descarte en su diseño el criterio de grados de libertad por lo cuál es el primero en aparecer en la lista, seguido del RM que forma parte del diseño en 32 de los 44 artículos. Cabe destacar que más del 50% de los diseños incluyen por lo menos 6 de los 15 criterios listados en la Tabla 3.1, tres de ellos relacionados directamente con cuestiones de movilidad y fuerzas para ejecutar los ejercicios de rehabilitación.

Por otra parte, los criterios de fuerza y portabilidad son considerados en 23 de los 44 artículos. Sin embargo, el primero de estos influye directamente en el diseño mecánico del dispositivo en 8 dispositivos más que el segundo. Otros dos criterios en igualdad de circunstancias son el material

y tamaño del dispositivo, con 12 veces cada uno. Aquí se considera primero el tamaño ya que aun cuando la relación entre ambos criterios es estrecha, en 5 de cada 6 diseños las dimensiones del dispositivo son las que definen el uso de determinados materiales.

Tabal 3.1 Criterios utilizados para el diseño de dispositivos de rehabilitación de mano en los artículos analizados

Criterio de diseño	Nomenclatura
Grados de libertad	GDL
Rango de movimiento articular	RM
Capacidades para ajustarlo a distintos tamaños de mano	Ajuste dimensional
Fuerza para la ejecución de la tarea	Fuerza
Fácil de transportar	Portabilidad
Peso	Peso
Grados de movilidad	GDM
Facilidad para montaje y desmontaje del dispositivo (PLUG&PLAY)	Montaje P&P
Seguridad	Seguridad
Tamaño	Tamaño
Materiales	Material
Tipo de actuación	Actuador
Torque articular	Torque
Costo	Costo
Velocidad de ejecución de la tarea	Velocidad

Un aspecto adicional a los criterios de diseño concentrados en la Tabla 3.1, es el campo o área de aplicación hacia el cuál se orientan los dispositivos de rehabilitación. En tal caso se pudo observar que, del total de dispositivos consultados, 31 se enfocan en la rehabilitación para el tratamiento de problemas neurológicos como el accidente cerebrovascular o lesiones en la médula espinal, 6 son dirigidos para uso en adultos mayores como consecuencia de problemas musculares degenerativos, 5 se destinan al tratamiento de lesiones traumáticas y los 2 restantes tienen un enfoque para tratar tanto los problemas neurológicos como las lesiones traumáticas.

Ahora bien, el identificar los criterios listados en la Tabla 3.1 es sólo uno de los objetivos del presente trabajo, lo que sigue es analizar la diversidad de posibilidades y obtener un listado sintetizado de dichos criterios, con base en la importancia o relevancia que tienen en el diseño mecánico del dispositivo, situación que se discute en el siguiente apartado.

3.2 Selección de criterios de diseño

Una vez identificado el conjunto de posibles criterios de diseño y su presencia en los proyectos consultados, se ha elaborado un proceso de selección. Para ello, primero se agrupan los criterios de la Tabla 3.1 en tres categorías: a) dinámica, b) configuración física y c) otros (ver Figura 3.1). Luego, con base en la relevancia en el diseño mecánico y en la dependencia entre los mismos criterios, se descartan algunos a fin de sintetizar el conjunto original.

Para elaborar el diagrama de la Figura 3.1 se utilizó en primer lugar la identificación de las categorías por colores en función de la relevancia que tienen en el diseño mecánico del dispositivo. De esta forma, la más importante es la de color amarillo, la cual permite establecer los requerimientos de movilidad y con base en la tarea objetivo. Enseguida en color verde, se tienen los criterios relativos a la parte física del mecanismo, los cuales son necesarios para definir la forma en que se construirá el dispositivo para que pueda acoplarse de forma simple y segura a una diversidad de usuarios. Por último, en color azul, se listan los criterios que no entran en ninguna de las categorías previas.

En la misma Figura 3.1, mediante el sombreado de los recuadros de cada criterio se puede identificar si este forma parte o no del listado final, es decir, un recuadro sin sombrear indica que el criterio no es requerido en el proceso de desarrollo del mecanismo, un sombreado tenue muestra que el criterio si forma parte del diseño, pero tiene relación estrecha con otro criterio, mientras que el sombreado fuerte establece los criterios indispensables para el diseño mecánico del dispositivo.

Cabe aclarar que para descartar determinados criterios se llevó a cabo un proceso de análisis el cual se describe en los párrafos consecutivos. Sin embargo, para tener una interpretación directa de la selección de estos criterios, en la Figura 3.1 se identifica si un criterio está en función de otros mediante recuadros adyacentes a su derecha, que incluyen las abreviaturas de los criterios que los restringen. Además, los criterios que no tienen relación alguna con la parte mecánica del dispositivo de rehabilitación aparecen sin sombreado y con recuadros en línea discontinua.

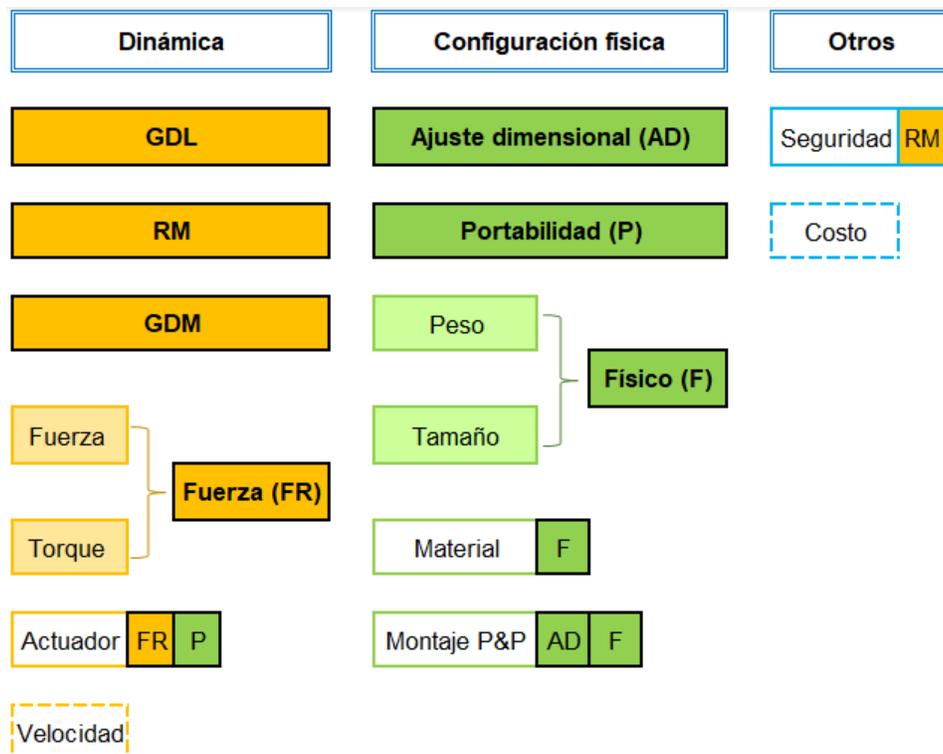


Figura 3.1 Integración de los criterios de diseño para el desarrollo de dispositivos de rehabilitación de mano

Desde el punto de vista del diseño mecánico, la primera especificación a definir se refiere a la movilidad del sistema. Así que, como primer criterio indispensable en el diseño del dispositivo de rehabilitación está el número de GDL, además su relevancia es tal que, justamente, es el único criterio coincidente en todas las referencias consultadas. Por consiguiente, para diseñar un dispositivo rehabilitador, primero hay que establecer la cantidad de movimientos articulares (GDL) que requiere con base en los movimientos de rehabilitación deseados.

Luego, en relación con el movimiento que se busca ejecute el dispositivo de rehabilitación, se tiene el RM, el cual establece los intervalos de movilidad que se pueden lograr en las articulaciones anatómicas de determinado órgano, respetando la biomecánica de este. Por consiguiente, es un criterio que se incluye en 7 de cada 10 dispositivos diseñados, y representa una condición en el mecanismo a diseñar, pues con base en dicho criterio se define la movilidad de las juntas cinemáticas del mecanismo del dispositivo para alcanzar el movimiento deseado.

La omisión del RM en el proceso de diseño no sería aceptable, debido especialmente a cuestiones de seguridad e integridad del usuario y a los resultados esperados de la rehabilitación. Es decir,

en caso de que no se establezca un RM adecuado en el dispositivo, el miembro tratado podría verse sometido a hiperextensiones que lejos de favorecer la rehabilitación podrían afectarla e incluso causarle un daño mayor al ya existente, o bien, podría hablarse del efecto opuesto en donde el RM sea pequeño en comparación con el movimiento articular requerido para rehabilitar el miembro.

Asociado a los dos criterios anteriores está el número de GDM, el cual indica la cantidad de actuadores requeridos para generar el movimiento del dispositivo. En este caso los datos recopilados del estado del arte son muy equitativos, ya que es un criterio aplicado en poco menos del 50% de los diseños consultados. Sin embargo, su presencia en el diseño del mecanismo es requerida para definir con qué tipo de dispositivo se pretende trabajar, es decir: subactuado ($GDM < GDL$), normalmente actuado ($GDM = GDL$) o sobreactuado ($GDM > GDL$).

El hecho de considerar los GDM en el diseño del dispositivo es vital para no descartar alternativa alguna según la clasificación dada. Por ejemplo, un diseño subactuado conduce normalmente a dispositivos más ligeros y compactos que el de sus contrapartes, impactando directamente sobre la portabilidad. A su vez, los dispositivos normalmente actuados, a diferencia de los subactuados, poseen mejores capacidades de control de movimiento articular, mientras que los diseños sobreactuados pueden brindar mejores capacidades de fuerza que los diseños subactuados debido al control bidireccional de dicha fuerza en cada articulación [59].

En correspondencia con los GDM se tiene el tipo de actuador, es decir, el elemento responsable de activar el o los mecanismos del dispositivo de rehabilitación. Para este criterio, a pesar de haber encontrado distintas variantes en los diseños (eléctricos y neumáticos principalmente) no hay valores reportados que limiten el uso de una u otra alternativa, más bien su selección depende de las necesidades de fuerza, del tamaño y de la portabilidad del dispositivo; por ello no es un criterio primordial en el diseño mecánico del mismo.

Pasando a las capacidades dinámicas del dispositivo, los criterios de fuerza y torque influyen en el diseño mecánico del mismo, mientras que la velocidad no lo hace. De hecho, la velocidad en la ejecución del movimiento depende totalmente de los actuadores y por ende del control operacional que se tenga sobre ellos, situación que se aplica por ejemplo en [59]. Por lo mismo, los otros artículos [14, 18, 50, 61 y 70] que se refieren a este criterio lo hacen solo para recomendar valores para ciertos movimientos y no para condicionar el diseño del mecanismo.

Ahora bien, de la fuerza y el torque, el que lleva la ventaja en los diseños consultados es la fuerza, pues se considera en 23 diseños, mientras que el torque solo en 8. Ambos tienen como objetivo facilitar la movilidad de los dedos venciendo la espasticidad de los músculos atrofiados, por lo que son esenciales en el diseño mecánico del dispositivo. Su uso depende del planteamiento de diseño, es decir, se pueden establecer valores de torque asociados a las articulaciones del dispositivo, o bien, definir valores de fuerzas ligados con las falanges de los dedos. Pero debido a la tendencia observada en la literatura y dado que los valores de torque pueden ser transformados a fuerzas equivalentes, se decide unificar ambos criterios en uno solo; fuerza.

En la categoría relativa a la configuración física del dispositivo, el primer criterio a analizar es el ajuste dimensional, el cual influye en 7 de cada 11 dispositivos diseñados; todos ellos pensando en llegar a la mayor cantidad de usuarios potenciales. Por ello es necesario que la configuración cinemática del mecanismo incluya este criterio a fin de lograr la adaptación necesaria del dispositivo a distintos tamaños de mano y que el diseño no se enfoque en un solo tipo de usuarios.

A continuación, se tiene el criterio de portabilidad, el cual se enfoca básicamente en el peso y tamaño del dispositivo, de tal forma que este último sea fácil de transportar y pueda utilizarse en distintos espacios. Por lo mismo es un criterio relevante en aproximadamente 53% de los diseños consultados. Su participación dentro del diseño del dispositivo puede asemejarse a lo sucedido con el criterio de GDM, ya que permite clasificar a los dispositivos en portables y no portables (fijos). De nuevo cada tipo de dispositivo tiene sus ventajas y desventajas, pero lo recomendable es no descartar ninguno de ellos.

Con base en la portabilidad o no portabilidad de un dispositivo, es necesario delimitar los criterios del peso y el tamaño de este. En tal caso, los diseñadores suelen resaltar el peso como criterio importante, tratando de mantenerlo en valores mínimos. Sin embargo, para lograr esa reducción suele recurrirse a la optimización de las dimensiones del mecanismo, por lo que la dependencia entre ambos criterios se vuelve obligatoria, así que para los fines de la presente investigación se propone integrarlos en un solo criterio denominado físico. Los valores establecidos para este criterio serán con base en los datos reportados y recomendados por la literatura consultada.

Como criterios complementarios a la segunda categoría se tienen: el material y el montaje P&P. El primero de ellos depende completamente del criterio físico, pues así lo resaltan en 11 de las 12 referencias en las que se incluye, es decir, el material o materiales se seleccionan en pro de mantener el peso dentro de los límites requeridos. Además, en ninguno de los 32 diseños

restantes en los que este criterio no es considerado, existe evidencia de que el diseño mecánico del dispositivo se haya visto comprometido por utilizar o no determinado material.

Por su parte el montaje P&P es un criterio relacionado con la facilidad para colocar y retirarse el dispositivo de rehabilitación, así que de alguna forma tiene relación con los componentes mecánicos del mismo. Dicha relación se da a través de los criterios de ajuste dimensional y físico, ya que la definición de estos incluye identificar la forma en que el mecanismo será acoplado al cuerpo del usuario. Esta situación puede ejemplificarse con los diseños de [2, 5, 48, 64, 65 y 79], por mencionar algunos, en donde los autores dimensionan el mecanismo de tal forma que no haya obstrucción entre elementos durante la operación de este y garantizan la posibilidad de ajustar el dispositivo a diversos usuarios. Entonces, dada la dependencia con otros criterios ya descritos, no es necesario que este criterio se mantenga independiente.

Finalmente, el proceso de reducción de criterios termina con la tercera categoría en donde se encuentran la seguridad y el costo. La seguridad del usuario se centra en evitar daños ocasionados por ejercicios terapéuticos que sobrepasen el RM articular natural, situación que puede evitarse con el uso de topes mecánicos o restricciones de movilidad en la cadena cinemática del mecanismo. En consecuencia, al momento de incluir el criterio de RM en el diseño mecánico del dispositivo, se garantiza la integridad del usuario.

En lo que respecta al criterio de costo, es el que tiene menor presencia en los diseños, alrededor del 15% de los artículos consultados. En esencia depende del tipo de actuador y de los materiales utilizados, criterios ya descartados. Además, su presencia como criterio de diseño obedece generalmente al sector de la población al que se destina el dispositivo de rehabilitación. Así que su inclusión en el listado final de criterios no es importante, ya que en primer término no se plantea como un objetivo de la presente investigación y tampoco influye en el diseño mecánico del dispositivo.

3.3 Definición de criterios de diseño

Con base en el análisis mostrado en la sección anterior, se obtuvo el conjunto de criterios a utilizar para el diseño mecánico de dispositivos de rehabilitación, los cuales se muestran en la Tabla 3.2. Ahora, lo que sigue es definirlos y organizarlos según lo planteado en el estado del arte, para que puedan conducir de forma eficaz el procedimiento de diseño.

Tabla 3.2 Criterios de diseño para el desarrollo de mecanismo planos

Criterio	Nomenclatura	Categoría
Grados de libertad	GDL	Dinámica
Grados de movilidad	GDM	
Rango de movimiento	RM	
Fuerza	Fuerza	
Ajuste dimensional	Ajuste dimensional	Configuración física
Portabilidad	Portabilidad	
Físico	Físico	

3.3.1 Grados de libertad y grados de movilidad

El término GDL está asociado a la cantidad de entradas independientes requeridas para establecer con exactitud la condición del sistema con respecto a un marco de referencia [74]. En dispositivos de rehabilitación de mano, los GDL se relacionan con los movimientos de rotación o traslación, que se pueden lograr en las diversas articulaciones del dispositivo. El término GDM [75] se utiliza para especificar el número de actuadores (o entradas actuadas) necesarios para proporcionar movilidad a las articulaciones del dispositivo.

Como ya se estableció en el apartado 3.2, ambos términos se utilizan para catalogar a los dispositivos de rehabilitación como: subactuados, normalmente actuados y sobreactuados. Con base en lo visto en el estado del arte, es común encontrar mecanismos normalmente actuados como en [57-60]. Sin embargo, aquellos diseños orientados a la reducción del peso y dimensiones del dispositivo prefieren el uso de mecanismos subactuados ya que involucran la disminución del número de actuadores, como los presentados en [4, 6-9, 14, 15, 18, 20, 24, 37, 40, 48, 50, 53, 55, 56, 61, 63, 65, 69 y 70]. Además, al tener menos actuadores en el dispositivo, la complejidad del control puede disminuirse.

El diseño cinemático de mecanismos subactuados puede ser más complicado que el de sus contrapartes [55]. Generalmente se utilizan topes mecánicos o elementos resistivos localizados estratégicamente entre los eslabones de la cadena cinemática para lograr un movimiento coordinado y/o progresivo entre elementos.

Para poder especificar el número de GDL y los GDM requeridos en un dispositivo, es necesario establecer, con base en el estado del arte, cuáles son los elementos a considerar en el dispositivo de rehabilitación y qué movimientos habrán de desarrollar.

Según la información recabada, todos los dispositivos analizados para el desarrollo de este trabajo están orientados a la rehabilitación de los movimientos de flexión y extensión de por lo menos un dedo de la mano y alrededor del 20% de los casos también considera la aducción y abducción, principalmente del pulgar. La mayoría de los estudios se enfocan en los dedos índice y pulgar, debido a la importancia que poseen dichos elementos en el movimiento de pinza, uno de los más utilizados para prensión y sujeción de objetos. Además, el dedo índice suele considerarse como elemento representativo de los dedos medio, anular y meñique gracias a su semejanza anatómica [15].

Por otro lado, según los diversos diseños estudiados, la rehabilitación de la mano se puede enfocar en el movimiento independiente de los dedos (ejemplos: índice, medio o pulgar), sincronizando dos o más elementos (ejemplos: índice con dedo medio, los cuatro dedos juntos menos el pulgar) o bien una combinación de las anteriores (ejemplos: pulgar e índice con dedo medio).

A partir de lo descrito referente a los GDL y GDM de los dispositivos de rehabilitación de mano, se vuelve necesario que para definir dichos criterios se consideren los elementos (dedos) involucrados y la biomecánica de estos, por lo que no se puede hablar de un enfoque general.

A continuación, se presentan las alternativas de diseño para los GDL y GDM de los dedos. Estos fueron ordenados de acuerdo con la cantidad de elementos (dedos) que forman parte del diseño del dispositivo de rehabilitación, debido a las variantes identificadas en la literatura.

3.3.1.1 Dedo índice

Es el único elemento presente en todos los dispositivos de rehabilitación analizados, pues se considera, junto con el pulgar, como elemento crucial para la mayoría de las acciones ejecutadas con las manos en las actividades de la vida diaria. En [1, 6, 7, 9, 22, 40, 57, 59 y 63] el diseño del dispositivo de rehabilitación se realiza considerando únicamente este miembro de la mano.

En los diseños de [1, 9, 14, 59] se estudia como un elemento normalmente actuado, con lo que se logra un control independiente en cada articulación. La ventaja principal de dichos diseños es una mayor cantidad de movimientos independientes en las falanges del dedo; sin embargo, el control del dispositivo se vuelve un tanto complejo al tener varios actuadores que controlar.

Con la finalidad de simplificar el diseño del dispositivo de rehabilitación, autores como [6, 7, 22, 40, 55] consideran el enfoque basado en la subactuación. El diseño mecánico basado en este enfoque permite obtener soluciones más simples que los modelos tradicionales (normalmente actuados), al observarse una reducción en tamaño, peso y costo del dispositivo ya que los actuadores suelen ser los componentes con mayor influencia en estos aspectos [20, 40].

En todo caso, la selección del número de actuadores depende en mayor medida de aspectos como peso, dimensiones, control y costo del dispositivo. Sin embargo, a partir de la información disponible en la literatura, se observa una tendencia hacia la reducción de los actuadores, encontrando que con un actuador se puede controlar satisfactoriamente el movimiento del dedo, por lo que este valor se propone como una referencia para diseñar el dispositivo.

Referente a los GDL, según la información presentada en el apartado 2.2 el dedo índice posee 4 GDL en donde 3 de ellos son para la FE y 1 para la AA. Según el enfoque adoptado por aproximadamente 80% de los diseños consultados, para rehabilitar el movimiento de este dedo es suficiente considerar la FE, ya que la AA no afecta significativamente el desarrollo de las ADL [68]. Para lograr la FE es necesario activar las tres articulaciones anatómicas del dedo (MTCF, IFP e IFD), lo cual se puede conseguir mediante dos alternativas: a) considerar movimiento independiente por falange y b) controlar la trayectoria curva que describe la punta del dedo y las posiciones que adoptan las falanges en dicho trayecto. Esta última opción es la más utilizada ya que simplifica el diseño, además de que en diversos estudios [6, 63, 69] se ha demostrado que a partir de este enfoque se puede rehabilitar la apertura y cierre de la mano.

3.3.1.2 Dedo índice en conjunto con otro(s) dedo(s)

Existen diversas investigaciones en las que el movimiento del dedo índice se sincroniza con algún otro dedo. En los exoesqueletos desarrollados por [8, 15] se utiliza un solo actuador para proporcionar movilidad a los dedos índice y medio. En los dos casos el dispositivo efectúa la rehabilitación de la mano considerando el movimiento de pinza triple, por lo que se auxilian del pulgar. Sin embargo, en [15] existe control activo sobre el pulgar con lo que se incrementa el uso

de un actuador en el dispositivo, mientras que en [8] el pulgar interactúa como elemento pasivo por lo que el diseño es más simple.

También hay diseños que adicionan al movimiento del dedo índice, movilidad en uno o dos dedos. Por ejemplo, en [70] se considera, además del índice, el dedo medio, utilizando un actuador por cada elemento, por lo que se tienen control individual por componente. Algo semejante ocurre en el diseño de [56] en donde participan los dedos: índice, medio y el pulgar, cada uno impulsado por un actuador.

En otros proyectos, como en [37, 19, 65, 69] el diseño del dispositivo de rehabilitación se aborda desde el punto de vista de la pinza doble, en donde participan el dedo índice y el pulgar. En los tres primeros estudios, ambos elementos son activos, pero bajo el principio de la subactuación (1 actuador por elemento), por lo que presentan las ventajas propias de los sistemas subactuados, mientras que en [19] se utiliza un sistema normalmente actuado, resultando una configuración más complicada al utilizar 4 actuadores por dedo.

Ahora bien, con respecto a los diseños que involucran el pulgar, hay que poner especial atención en cómo se lleva a cabo su actuación, debido a que es el único elemento de la mano que tiene una configuración distinta al resto de los dedos, aunado a que su movimiento articular multidimensional puede ser considerado como multifuncional [56].

Por ejemplo, en los trabajos desarrollados por [4, 15, 37, 48, 50, 53, 54, 56, 65, 71, 73] este elemento es controlado utilizando un actuador, y a pesar de que todos los estudios se enfocan en el movimiento de FE, hay diferencias entre ellos. En [15, 37, 48, 50, 53, 65 y 71] el mecanismo utilizado es de tipo exoesqueleto proporcionando movimiento en las articulaciones MTCF e IFP. En [56] también se utiliza un exoesqueleto, pero únicamente se tiene control activo en la articulación interfalángica. Por su parte, en [54 y 73] el control de movimiento se logra al proporcionar sujeción en la falange media, sin embargo, mientras que en [54] se obtiene movilidad en las articulaciones MTCF e IFP, en [73] sólo se logra movimiento de la articulación CMC.

En otros proyectos, además de la FE también se incluye la AA para proporcionar movilidad al pulgar. En [20, 49, 69] por ejemplo, se utilizan diseños de exoesqueletos subactuados con tan solo un actuador para generar dichos movimientos, lo cual trae consigo un diseño un tanto más complicado que en los descritos anteriormente, ya que hay que generar dos movimientos distintos (preferiblemente simultáneos) con el mismo actuador. Otro diseño que también utiliza

un solo actuador para la movilidad del pulgar, es el presentado en [72], sin embargo, no se trata de un exoesqueleto, sino de un sistema robótico que controla el elemento terminal (conectado a la punta del dedo).

Existen otros diseños de dispositivos que junto con la FE y AA incluyen el movimiento de oposición [58, 60]. La ventaja que presentan dichos diseños frente al resto, es su capacidad de simular (prácticamente al 100%) la movilidad natural del pulgar. Sin embargo, al incluir mayor cantidad de movimientos, su control se vuelve complejo, ya que requieren del uso de mecanismos normalmente actuados, con lo que se incrementa el número de actuadores en el dispositivo, y por ende el peso, volumen y costo.

Una vez analizados los resultados presentados en diversos artículos, se establece que, para la actuación del pulgar, con un actuador se puede proporcionar sin dificultad la FE e incluso la AA (semi-limitada). Aunque un diseño más completo puede incluir dos actuadores, uno para la FE y el otro para la AA (e incluso la oposición).

A partir de la información presentada en el apartado 1.2 el movimiento natural del pulgar se origina por la movilidad de tres articulaciones (CMC, MTCTF e IFP). Al ser el elemento (anatómicamente) más complejo de la mano, con cinco GDL, permite tres tipos de movimientos FE, AA y oposición. Sin embargo, para cuestiones de rehabilitación, según la información analizada, no siempre es considerado como un elemento activo en el diseño del dispositivo.

Aun así, en los diseños en los que está presente, los GDL considerados varían desde cero como en [8], cuando funge como elemento pasivo, hasta cuatro como en [58] (dos para FE, uno para AA y otro para la oposición). Pero con la finalidad de simplificar el diseño, dado que proporcionar movilidad natural resulta complicado [20], lo más común es considerar los dos GDL para la FE, ya que con ellos se logran sin mayor complicación la sujeción y prensión de gran variedad de objetos utilizados en las actividades de la vida diaria.

Por otra parte, para el resto de los dedos, al ser anatómicamente similares al dedo índice, en todos los estudios consultados se considera válido analizarlos de forma semejante a este elemento.

3.3.1.3 Dedos (índice, medio, anular, meñique) y pulgar

Finalmente se tienen los diseños orientados en trabajar de forma simultánea con los dedos: índice, medio, anular y meñique, con la posibilidad de adicionar el pulgar. El objetivo principal de dichas investigaciones es no excluir a los dedos anular y meñique, ya que se consideran elementos útiles para lograr la prensión palmar y la prensión de gancho [24].

En [61, 68] se presentan diseños en los que se actúan simultáneamente los dedos: índice, medio, anular y meñique, utilizando un mismo actuador para los cuatro dedos. Dichas investigaciones coinciden en que los movimientos de FE de estos dedos están sincronizados por lo que es válido simplificar el diseño al considerarlos en un mismo módulo y actuarlos como elemento único.

Los exoesqueletos diseñados en [4, 51] enfocan su diseño en dos módulos distintos, uno para el pulgar y otro para el resto de los dedos. El primer caso se trata de un dispositivo pasivo en el que a partir del uso de elementos elásticos se logra la apertura sincronizada de la mano. En el segundo caso se diseña un dispositivo activo utilizando dos actuadores, uno por módulo, proporcionando movilidad para abrir y cerrar la mano.

Los dispositivos robóticos de [62, 64] se crean para proporcionar el movimiento de apertura de la mano. Su principio de operación es simple; únicamente requiere que el usuario sujete el dispositivo, en el primer caso con las puntas de los dedos y en el segundo con la cara palmar de los dedos, y al activarse este, se logra la apertura de la mano.

Autores como [5, 24] diseñan exoesqueletos que utilizan un solo actuador por cada dedo de la mano, sin incluir el pulgar, logrando la FE independiente en cada elemento. A pesar de tener cuatro actuadores en el dispositivo, el diseño se simplifica al proponer mecanismos semejantes para la movilidad de los distintos dedos, gracias a la coincidencia antropomórfica de estos.

También se han diseñado exoesqueletos que trabajan con la FE de los cinco dedos de la mano como los presentados en [50, 53]. Son diseños subactuados, con un actuador por elemento, y aun cuando se considera el pulgar, el mecanismo utilizado para mover este elemento es muy semejante al utilizado en el resto de los dedos. Por ello, los exoesqueletos están enfocados en ejercer los movimientos de los dedos de forma simultánea, mediante ejercicios que involucren sujetar objetos y/o presionarlos contra la palma de la mano.

En las investigaciones desarrolladas por [20, 48] también se diseñan exoesqueletos que involucran los cinco dedos. La diferencia principal con respecto a los ya descritos es que además de proporcionar los movimientos de FE en los dedos, incluyen la AA del pulgar, sin incrementar el número de actuadores, situación que se considera como una ventaja al incrementar la movilidad de dicho elemento.

Por último, se tienen los diseños realizados por [58, 60], en los que el dispositivo de rehabilitación proporciona movimientos de FE y AA a todos los dedos. Obviamente se trata de diseños más complejos que los descritos con anterioridad, debido a que requieren mayor cantidad de actuadores, por lo mismo no son diseños que pueda portar el usuario.

Después de analizar los diseños que involucran a todos los dedos de la mano, se ve una tendencia semejante a la que se presentó en las dos subsecciones anteriores. El objetivo es proporcionar FE en todos los dedos, lo cual se puede obtener sincronizando el movimiento de todos ellos (apertura y cierre de la mano). Además, se simplifica el diseño si se utilizan mecanismos subactuados y se trabaja por módulos uno para el pulgar y otro para el resto de los dedos.

3.3.2 Fuerza

Para poder proporcionar movilidad a los dedos de la mano es necesario inducir el movimiento en los elementos del dispositivo de rehabilitación que están en contacto con los dedos involucrados. Esta tarea se logra por medio de la transmisión de fuerzas desde los actuadores del dispositivo hasta los elementos mencionados [15]. Existen diversas formas de transmitir dichas fuerzas, las cuales pueden ser mediante el uso de cables, la propia configuración mecánica del dispositivo (por medio de barras y deslizadores) o la actuación directa en las articulaciones.

A partir de los diseños de dispositivos de rehabilitación analizados, se observan variantes en las propuestas de selección de este criterio, lo que se debe principalmente al tipo de acción que se quiere lograr con ayuda del dispositivo.

3.3.2.1 Fuerzas en falange distal

Este enfoque se considera en su mayoría para los diseños que utilizan mecanismos subactuados o bien, aquellos que trabajan con control de elemento terminal. Sugieren que la fuerza

proporcionada por los actuadores se transmita hasta la parte distal del dedo, en la punta de este y que se aplique de forma perpendicular a la falange.

Por ejemplo, en [54] los actuadores utilizados se seleccionan tomando como referencia las capacidades de fuerza de una persona saludable. Los valores considerados van de 293.4 N a 471.2 N para la prensión palmar en donde participan todos los dedos, y desde 88.9 N a 124.5 N para la prensión en pinza doble, donde están involucrados los dedos índice y pulgar.

El dispositivo robótico desarrollado en [63] es capaz de suministrar una fuerza de hasta 10 N por dedo, sugerido para ejercicios de rehabilitación en personas que han sufrido un accidente cerebrovascular. Este parámetro se selecciona con base en resultados mostrados en estudios previos [59, 75], en donde se demuestra que rara vez las personas ejercen fuerzas mayores a este valor al ejecutar acciones de precisión; reportando como valor máximo 16 N.

Otros diseños orientados a personas que han padecido un accidente cerebrovascular son los reportados en [4, 48]. En [4] se considera como un parámetro confiable el valor de 16 N para rehabilitar la FE de los dedos. En su diseño la fuerza máxima de los actuadores (100 N) se transmite hacia la punta de los dedos, mediante el uso de cables Bowden, para garantizar la acción de prensión. Este mismo tipo de transmisión de fuerzas se considera en [48], estableciendo valores de fuerzas promedio por dedo iguales a: pulgar 15 N, índice 10 N, medio 10 N, anular 9 N y meñique 8 N.

Los valores de fuerza utilizados por [48] son considerados como referencia para el diseño desarrollado por [69]. Pero aquí la transmisión de las fuerzas se logra por medio de las barras que constituyen el mecanismo subactuado. Sin embargo, los autores establecen que dichos valores de fuerza no suelen ser aplicados constantemente en la práctica, ya que sólo son requeridos en acciones de gran esfuerzo (por ejemplo, levantando o empujando un objeto pesado), por lo que sugieren seleccionar los actuadores para fuerzas menores, dependiendo de la aplicación.

El exoesqueleto propuesto por [8], utilizado para asistencia y rehabilitación en personas que padecen de lesiones en la médula espinal, considera una fuerza variable ejercida por los dedos índice y medio. Dicha fuerza es generada a través de un resorte, y varía según las dimensiones del objeto a sujetar. Los valores reportados van desde 14 N para un objeto con espesor de 35 mm, hasta 30 N para uno de 50 mm de espesor.

Por otro lado, en [37] se diseña un exoesqueleto bajo el enfoque de la optimización del mecanismo que proporciona el movimiento de FE. La optimización de la síntesis del mecanismo, involucra la maximización de las componentes verticales de las fuerzas aplicadas en los dedos, durante la prensión de objetos. Según las características del dispositivo final se puede obtener una fuerza máxima continua de 45 N entre el dedo índice y el pulgar. Sin embargo, para reducir el peso del dispositivo se propone cambiar los actuadores utilizados en el primer prototipo, con lo que se buscaría una fuerza promedio de 6 N suficiente para desarrollar varios ejercicios de rehabilitación.

En la misma investigación de [37] se obtienen datos experimentales en los que se mide la fuerza ejercidas por los dedos pulgar, índice y medio en tareas como escribir con un lápiz o sujetar una taza de café, las cuales varían de acuerdo al tamaño de la mano tal y como se aprecia en la Tabla 3.3. Además, reportan valores de 30 N, 48 N y 50 N para la fuerza máxima ejercida por el dedo índice de personas con manos pequeña, mediana y grande respectivamente.

Tabla 3.3 Valores de fuerza requeridos para realizar dos actividades comunes [37]

Tamaño de mano	Manipular un lápiz			Sostener una taza		
	Pulgar	Índice	Medio	Pulgar	Índice	Medio
Pequeña	10 N	4.5 N	1.8 N	15 N	9 N	8 N
Mediana	10 N	4 N	2.5 N	11.5 N	12 N	6 N
Grande	5 N	3.9 N	2 N	7.5 N	9 N	2 N

Otro diseño basado en la optimización es el propuesto en [49], se trata de un diseño de elemento terminal. El objetivo del trabajo fue sintetizar un mecanismo de cuatro barras para minimizar la fuerza que se requiere aplicar en las puntas de los dedos, para mover el mecanismo en el rango de movimiento normal.

Algunos estudios que pueden considerarse con un enfoque similar a los ya descritos son los propuestos en [19, 68]. En [19] la transmisión de fuerzas se hace por medio de cables, el dispositivo posee sensores que miden la fuerza ejercida por la punta del dedo y utiliza dicha medición como realimentación para el control articular. El mecanismo propuesto por [68] emplea un actuador elástico para controlar la trayectoria de los dedos durante la FE, utilizando una fuerza de 30 N para generar movimiento simultáneo de los dedos índice, medio, anular y meñique y aplicando dicha fuerza en dirección perpendicular a las falanges medias de los dedos.

3.3.2.2 Fuerzas en falanges

En el diseño desarrollado por [15] los actuadores utilizados son capaces de transmitir fuerza suficiente al exoesqueleto para proporcionarle movilidad (FE) a la mano, pero no tiene la capacidad de sujetar objetos. Sin embargo, documentan valores de fuerza obtenidos a partir de experimentos que involucran la participación de los dedos índice, medio y pulgar en la acción de sujetar un objeto. Las fuerzas medidas tienen línea de acción perpendicular a las falanges, proximal (FP) y media (FM) en los dedos índice y medio, y a la falange proximal en el pulgar. Además, esta fuerza varía según el peso del objeto, por ejemplo, para sujetar un cilindro de 50 mm de diámetro y 9.8 N de peso se requieren fuerzas de: a) 4.3 N (FP) en el pulgar, b) 3.7 N (FP) y 2.25 N (FM) del dedo índice y c) 2.25 N (FP) y 4.3 N (FM) del dedo medio.

Para el dispositivo diseñado en [20] se realiza el modelo dinámico del exoesqueleto utilizando, el bien conocido, modelo de Denavit-Hartenberg [77]. En dicho modelo se consideran como fuerzas externas, aquellas que actúan perpendicularmente en el centro de masa de las falanges. Los valores utilizados para el dedo índice son de 10 N, 6 N y 3 N para las falanges proximal, media y distal, respectivamente. Resaltando que tales fuerzas se consideran como las equivalentes a las fuerzas de resistencia debidas a la espasticidad de los músculos.

En el exoesqueleto presentado en [9] se enfatiza que, para garantizar la FE de los dedos, es necesario aplicar fuerzas perpendiculares sobre las falanges del dedo durante el trayecto del movimiento. Para ello utilizan la transmisión mediante dos cables, uno para la flexión y otro para la extensión. Para establecer los valores de fuerza requeridos, se lleva a cabo un experimento con 60 sujetos sanos de diversas edades, obteniendo valores de referencia según las fuerzas mínimas y máximas generadas en las falanges del dedo índice: FP (11 N y 35 N), FM (20 N y 9 N), FD (16 N y 7 N).

3.3.2.3 Fuerzas conjuntas

En diversas investigaciones [18, 24, 52, 53] se establece que, para rehabilitar la FE de los dedos, lo más recomendable es considerar tareas que involucren asir objetos, específicamente la prensión palmar, en donde los dedos de la mano siguen un patrón específico para aplicar fuerzas en oposición al objeto. Esta acción es ampliamente utilizada en las actividades de la vida diaria en donde se sujetan objetos grandes o en situaciones que requieren un agarre fuerte y estable, para lo cual es necesaria la flexión simultánea de todos los dedos.

El diseño de [24] se orienta a la rehabilitación de enfermedades neuromusculares, reportando valores de fuerzas por falange de hasta 10 N. Por su parte el exoesqueleto presentado en [18] es diseñado para amplificar la fuerza muscular residual y restaurar la funcionalidad de la mano en personas con enfermedades musculares degenerativas; en este diseño los actuadores proporcionan una fuerza constante de 15 N por dedo, suficiente para restituir la fuerza y destreza de la mano para la sujeción de objetos.

El enfoque del estudio de [18] es compartido por [65], donde se puntualiza que el diseño de dispositivos de rehabilitación de mano debe extenderse a aplicaciones que auxilien a personas adultas o con enfermedades musculares degenerativas, con el objetivo de incrementar las capacidades de fuerza para ejecutar acciones de sujeción y prensión y no sólo sean diseñados para proporcionar rehabilitación a personas que hayan padecido de un accidente cerebrovascular o lesiones en la médula espinal.

Como puede verse, la capacidad de fuerza que debe ejercer el dispositivo de rehabilitación sobre el usuario es muy importante para el adecuado proceso de rehabilitación. A partir de los datos analizados, se sabe que existen variaciones en los valores considerados entre una investigación y otra. Lo que es un hecho es que la transmisión de fuerzas debe realizarse de forma eficaz, para aprovechar correctamente las capacidades de los actuadores y evitar posibles daños al usuario.

3.3.3 Rango de movimiento

El rango de movimiento es el intervalo o amplitud de movimiento en el que pueden operar las articulaciones del dispositivo de rehabilitación. Dicho intervalo se relaciona con los movimientos articulares que se pueden lograr en los dedos de la mano, con base en la biomecánica de la misma.

En función de la información presentada en el apartado 1.2., se establece que la movilidad de la mano depende de los desplazamientos angulares de las articulaciones MTCF, IFP e IFD, en los dedos índice, medio, anular y meñique, y de las articulaciones CMC, MTCF e IF en el pulgar; además de los movimientos deslizantes de los tendones que se presentan en mayor medida en las articulaciones proximales [69]. Por ello, para proporcionarle adecuada movilidad a una mano enferma o deteriorada, es necesario identificar el intervalo de movimiento en el que se puede trabajar con cada articulación, en función de los movimientos de FE y/o AA que se quieran lograr, y así establecer el RM del dispositivo.

El intervalo de movimiento de las articulaciones varía incluso en personas sanas, debido principalmente a la diversidad antropométrica a nivel mundial. Sin embargo, se han desarrollado estudios como los presentados en [10, 13], a partir de los cuales es posible definir valores estándar para dichos intervalos, mismos que se muestran en la Tabla 3.3.

Tabla 3.4 Intervalos de movimiento de las articulaciones de la mano [10]

	Intervalo de movimiento por articulación					
	CMC		MTCF		IFP	IFD
Dedo	FE	AA	FE	AA	FE	FE
Pulgar	50°	80°	45°	15°	90°	--
Índice	--	--	148°	50°	90°	80°
Medio	--	--	145°	40°	105°	80°
Anular	--	--	149°	38°	120°	80°
Meñique	--	--	152°	57°	135°	80°

En las investigaciones consultadas, el RM es un aspecto que varía en función del diseño del tipo de dispositivo de rehabilitación y en consecuencia de la o las acciones que se quieran desarrollar bajo el enfoque de rehabilitación considerado. De tal forma que para definir el RM adecuado, habrá que analizar si lo que se busca es el movimiento articular independiente o conjunto para desarrollar determinado movimiento. Además, según lo observado en el análisis de las investigaciones consultadas, los principales movimientos rehabilitados son FE, por lo que los valores angulares reportados se centran en dichos movimientos. Así, se tienen las variantes de: movimiento articular independiente y movimiento articular dependiente.

3.3.3.1 Movimiento articular independiente

Los dispositivos que involucran la rehabilitación de un solo dedo generalmente centran su diseño para lograr movimiento articular independiente, por lo que buscan alcanzar un intervalo de movilidad cercano al que posee una mano saludable. Así, se tienen diseños centrados en el dedo índice como los desarrollados en [1, 2, 6, 22, 40, 57, 59 y 63] que reportan los valores mostrados en la Tabla 3.5.

A partir de los datos mostrados en la Tabla 3.5., se puede ver que los valores mínimo y máximo, considerados para el movimiento de la articulación MTCF son de 60° y 148° respectivamente, estos valores representan el 40.5% y 100% de los valores mostrados en la Tabla 3.4. Por su parte,

en el caso de las articulaciones IFP e IFD los valores angulares mínimos reportados corresponden al 89% y 56%, respectivamente, de los valores estándar en una mano sana.

Tabla 3.5 Intervalos de movimiento articular reportados para la FE del dedo índice

Autor	Tipo de dispositivo	Intervalo de movimiento articular		
		MTCF	IFP	IFD
Cruz [57]	Normalmente actuado	148°	90°	80°
Jones [59]		60°	90°	90°
Wang [1]		85°	100°	80°
Wege [2]		100°	90°	45°
Worsnoop [22]		90°	90°	75°
Ertas [40]	Subactuado	120°	120°	80°
Mali [63]		85°	100°	80°
Wolbrecht [6]		80°	80°	---

3.3.3.2 Movimiento articular dependiente

Existen diseños en los que se requiere la acción conjunta o simultánea de varios dedos para lograr una acción específica, como por ejemplo los trabajos presentados en [15, 18, 24, 52, 53]. Generalmente, en estos diseños se utiliza una misma configuración de mecanismo para todos los dedos, por lo que los intervalos en los que trabajan las articulaciones de los dedos se consideran semejantes.

Por ejemplo, en [15] el exoesqueleto diseñado incluye el movimiento simultáneo de los dedos índice y pulgar para la sujeción de objetos, por lo que el RM se define en función de las dimensiones del objeto a sujetar, obteniendo valores de: 40°, 70° y 50° para las articulaciones MTCF, IFP e IFD, respectivamente.

En [24] el dispositivo se diseña para ejecutar acciones de prensión, activando todos los dedos menos el pulgar, ya que este último solo participa de forma pasiva. Para lograr la acción conjunta de los dedos se diseña un mecanismo de barras con deslizadores por elemento, permitiendo movilidad en las articulaciones MTCF, IFP e IFD iguales a 45°, 90° y 15°, respectivamente.

El exoesqueleto desarrollado por [53] se enfoca en proporcionar el RM completo para la FE de la mano. Para ello utiliza mecanismos subactuados en todos los dedos, con configuraciones semejantes. A partir de la modificación de ciertas dimensiones en la configuración del mecanismo, se logra proporcionar movilidad completa en todas las articulaciones de los dedos.

Por otra parte, sin importar cuál sea el enfoque utilizado para definir el RM del dispositivo (dependiente o independiente), se vuelve prioritario garantizar que la definición de dicho parámetro proporcione movilidad natural y segura en todas las articulaciones anatómicas involucradas, por lo que puede hablarse de un RM útil.

3.3.3.3 Rango de movimiento útil

El término RM útil se utiliza para definir, los intervalos de movimiento articular que facilitarán el proceso de rehabilitación sin causar daños al usuario del dispositivo de rehabilitación. Este criterio de diseño debe ser establecido en función del RM natural.

Diversos autores coinciden en que aun cuando las articulaciones de los dedos de una mano saludable pueden alcanzar una amplitud de movimiento máxima, en el desarrollo de la mayoría de las ADL tal amplitud no es necesaria. En escasas situaciones se requiere flexionar o extender por completo los dedos de la mano, para desarrollar las ADL.

En consecuencia, para establecer el RM útil, además de conocer el RM natural, se requiere especificar qué tipo de movimientos son requeridos en la terapia de rehabilitación. Así, con ambos parámetros definidos, el diseño se puede enfocar en garantizar el intervalo de movimiento requerido para determina tarea sin exceder los límites articulares naturales.

En ese sentido, autores como [51, 59] enfatizan en utilizar aditamentos mecánicos en la estructura del dispositivo de tal forma que limiten el RM del mismo. Aunque no es la única alternativa, pues en otros trabajos como en [19 y 57] además de utilizar topes mecánicos, se auxilian de elementos electrónicos como sensores localizados en las articulaciones del dispositivo para tener en todo momento la lectura de las posiciones angulares y en caso de exceder los valores programados, enviar una señal a un sistema de control, que genere la interrupción de energía a los actuadores.

Además de garantizar un RM útil para desempeñar el proceso de rehabilitación, en diversas investigaciones [19] resaltan el hecho de poder incluir en el diseño del dispositivo un ajuste del RM. Dicho enfoque obedece principalmente a que la mayoría de las terapias de rehabilitación se realizan en distintas fases y en cada una de ellas se trabaja con intervalos de movilidad articular distintos, incrementándose de forma gradual entre fases. Por ello, el RM con el que se inicia la terapia de rehabilitación por lo general es mucho menor al RM deseado.

Ahora bien, con base en el análisis de la información referente al RM, se ha observado que para lograr una buena ejecución de la FE de los dedos es necesario activar todas las articulaciones de dichos elementos de la mano. Esto a partir de ejercicios que simulen un movimiento semejante al desarrollado en las ADL.

En consecuencia, se ha elaborado la Tabla 3.6, en la que se listan los intervalos de movimiento articular (RM) planteados para lograr la rehabilitación de la FE en los dedos de la mano de forma segura, siguiendo la tendencia marcada por las investigaciones consultadas. Además, dichos intervalos de rotación deben ser ajustables o sujetos a modificaciones de tal forma que el dispositivo pueda ser utilizado por distintos usuarios y en las diversas etapas del proceso de rehabilitación.

Tabla 3.6 Rango de movimiento sugerido para el diseño de dispositivos de rehabilitación de mano

	Intervalo de movimiento por articulación			
	CMC	MTCF	IFP	IFD
Dedo	FE	FE	FE	FE
Pulgar	40°	45°	89°	--
Índice	---	105.7°	89.5°	74.2°
Medio	---	102°	94°	67°
Anular	---	102°	94°	67°
Meñique	---	102°	94°	67°

Con los valores establecidos en la Tabla 3.6 es posible alcanzar una movilidad de por lo menos el 80% del RM natural que presenta una mano sana. Situación que es deseable para poder desempeñar gran parte de las ADL.

3.3.4 Peso y dimensiones (criterio físico)

Quizá dos de los aspectos que influyen inevitablemente en gran parte de los diseños de dispositivos de rehabilitación son el peso y las dimensiones de estos. El hecho de que un dispositivo sea excesivamente voluminoso o pesado puede limitar su uso, e incluso causar cierto grado de temor en los usuarios potenciales.

Cuando se trata de rehabilitación de mano, las características físicas del dispositivo son de gran importancia, debido a que la naturaleza de dicha parte del cuerpo obliga a mantenerla lo más

libre posible para que pueda desempeñar sus acciones, como exploración del medio y manipulación de objetos, de la forma más natural posible.

Con el pasar de los años, el desarrollo de dispositivos de rehabilitación de mano se ha enfocado en diseños compactos y ligeros sin sacrificar las necesidades principales de las terapias de rehabilitación, cómo lo son la movilidad y fuerza requeridas para la ejecución de los ejercicios terapéuticos.

El criterio físico puede considerarse cómo fundamental principalmente en el diseño de dispositivos portables, ya que un diseño ligero y poco invasivo facilitará su uso en prácticamente cualquier espacio, sin necesidad de permanecer en una clínica especializada u hospital para realizar la rehabilitación. Incluso puede generar dispositivos con las capacidades necesarias para apoyar al usuario en el desarrollo de las ADL.

A partir del estudio de las investigaciones consultadas, ciertamente es complicado establecer los valores idóneos relacionados con el peso y dimensiones del dispositivo. Sin embargo, se encontró que, en el caso de los diseños portables, el enfoque es mantener los elementos mecánicos alineados con las falanges de los dedos involucrados. Lo cual conduce en la mayoría de las veces a mecanismos con configuraciones antropomórficas, esto es, mecanismos en paralelo con las falanges y articulaciones de los dedos, ver por ejemplo [14 y 20].

Por ende, las dimensiones (longitudinales) de los distintos componentes mecánicos usualmente no exceden el largo de las falanges de los dedos involucrados. Y en caso de ser necesario, esto ocurre en las falanges proximales (como en [15, 40 y 50]), ya que puede aprovecharse cierto espacio del dorso de la mano para la localización del mecanismo, sin sobrepasar la muñeca.

En lo que se refiere al ancho de los elementos, cuando se diseñan dispositivos que involucran a todos los dedos (o por lo menos dos dedos adyacentes, excepto la combinación del dedo índice y el pulgar), estos jamás sobrepasan el ancho de las falanges, ya que, de hacerlo, limitarían la movilidad natural de la mano, generando interferencias entre los dedos involucrados. Por ello, los mecanismos suelen centrarse respecto al ancho de la falange, ocupando generalmente entre un 50% y 90% del ancho total.

Sin embargo, en aquellos diseños que sólo trabajan con un dedo (como en [55]) o con el pulgar y otro dedo (como en [19 o 69]), el ancho de los elementos suele estar en el límite del ancho de la

falange e incluso sobrepasar dicha dimensión, ya que no existe la limitante de la posible interferencia entre elementos.

Posteriormente, para definir la dimensión restante, el alto, es pertinente especificar que generalmente los mecanismos son localizados del lado dorsal de la mano para dejar libre el área encargada de la manipulación de objetos, la palma.

Después de analizar los dispositivos consultados no se identificaron restricciones en los diseños. Esto obedece a que la síntesis dimensional del mecanismo se lleva a cabo en el plano que involucra esta dimensión junto con la longitud de dedo. Por ello existe la posibilidad de que la solución cinemática conlleve a la obtención de mecanismos que ocupen un área importante en el plano mencionado. Aun así, es vital pensar en minimizar las dimensiones de los elementos del mecanismo con el objetivo de tener un impacto en la reducción del peso.

Por otra parte, referente a los dispositivos no portables, se ha visto que no existe un enfoque definido para dimensionar el mecanismo o los mecanismos encargados de generar los movimientos, en consecuencia, las variantes son distintas. Esto se debe a que en dichos diseños el criterio físico no es primordial.

A partir de lo antes descrito, es claro que, para establecer las dimensiones del dispositivo de rehabilitación, siempre que este sea portable, se requiere conocer la antropometría de los usuarios finales, ya que con base en ella se establecerán las limitantes dimensionales del mecanismo.

Ahora bien, otro aspecto fundamental con impacto directo en las dimensiones del dispositivo, es el área destinada para la localización del sistema de actuación. Aquí se puede hablar básicamente de tres variantes a utilizar: la zona dorsal de la mano (pudiendo incluir la muñeca), el antebrazo (o parte de él), o bien, un sistema anexo.

Los dispositivos de rehabilitación de mano más compactos, son aquellos en los que el diseño se centra en localizar el sistema de actuación en el dorso de la mano o de ser posible, de forma directa en las articulaciones del mecanismo. Lo anterior, no sólo para reducir las dimensiones del dispositivo, si no para tener un mejor control del movimiento articular y una adecuada transmisión de fuerzas.

Sin embargo, en ocasiones la propia síntesis dimensional genera restricciones para la ubicación del sistema de actuación, sobre todo cuando algunos componentes del mecanismo se sitúan en el dorso de la mano. En dichas situaciones se vuelve necesario hacer uso de la zona de la muñeca y posiblemente del antebrazo. En ambos casos, el enfoque indica que la articulación de la muñeca debe ser inmovilizada, a fin de poder transmitir eficientemente los movimientos deseados a los componentes del mecanismo, es decir, garantizar el correcto seguimiento de trayectorias.

La tercera opción para la localización del sistema de actuación es considerar un módulo independiente para los actuadores. Este enfoque permite disminuir el peso y dimensiones de los elementos ubicados sobre la mano, pero reduce la portabilidad del dispositivo de rehabilitación. Los diseños basados en este enfoque utilizan sistemas de cables para transmitir el movimiento desde el módulo de actuación hasta los elementos mecánicos que están en contacto directo con los dedos involucrados. Se dice que la portabilidad se ve afectada, pues se elimina la opción de poder utilizar el dispositivo en el desarrollo de las ADL, aunque es portable (portátil) desde el punto de vista que se refiere a poder desplazar el dispositivo de un lugar a otro sin dificultades.

Hasta ahora, se ha descrito lo relacionado con las dimensiones del mecanismo, sin embargo, cómo se dijo en la sección 3.2, existe una relación estrecha entre éstas y el peso del dispositivo. Dicha relación, a su vez, tiene que ver tanto con el tipo de materiales utilizados en la configuración del mecanismo, cómo con el tipo y cantidad de actuadores utilizados en el dispositivo.

Según los datos mostrados en la Tabla 2.2 existen diferencias importantes entre los pesos reportados para diversos diseños. Por ejemplo, el dispositivo con mayor peso (9.8 N) es el presentado en [37], aun cuando en su mayoría está construido por materiales ligeros cómo el aluminio y algunos polímeros. En este diseño, los elementos que aportan mayor peso al dispositivo son los motores responsables de proporcionar movilidad al dedo índice y al pulgar (un motor para cada elemento).

Por otro lado, se tienen diseños mucho más ligeros como los presentados en [1 y 55] con pesos de 1.117 N y 0.785 N, respectivamente. Los dos diseños se orientan en la rehabilitación del dedo índice, pero utilizan distintos materiales en sus estructuras, ya que mientras en el diseño presentado en [1] los elementos mecánicos se fabrican en aluminio, en el desarrollado en [55] se utilizan mayormente polímeros. Sin embargo, los diseños comparten el enfoque del sistema de actuación ya que, en ambos, dicho sistema forma parte de un módulo independiente del dispositivo, por lo que utilizan la transmisión mediante cables Bowden.

Existen otros diseños que pueden considerarse como un punto medio entre los dispositivos previamente mencionados, como el presentado en [50] con un peso de 4.9 N. En dicho diseño, se incluye la actuación de todos los dedos de la mano, por lo que se utilizan 5 actuadores, mismos que se sitúan en parte del antebrazo. Si se hiciera una separación de peso por elemento, resultaría en un valor aproximado de 0.98 N, que bien podría ser comparado contra los diseños de [1] o [55], resaltando el hecho de que en este dispositivo el peso ya incluye el sistema de actuación, lo cual no ocurre en los dos diseños mencionados.

En consecuencia, después de analizar lo antes descrito, se confirma lo que se había planteado en el apartado 3.2 el criterio físico será el que limite el uso de determinados materiales para la construcción del dispositivo y la selección del sistema de actuación.

Por otra parte, dado que el objetivo principal de la presente investigación es poder desarrollar mecanismos planos para su uso en el diseño de dispositivos de rehabilitación. La propuesta del criterio físico debe ir enfocada precisamente al diseño del mecanismo.

Entonces, según lo estudiado en los distintos diseños consultados, es primordial que para dimensionar el mecanismo se respete la antropometría de la población objetivo. Asumiendo que el espacio destinado para la localización de los distintos elementos del mecanismo no debe exceder el largo y ancho de la mano. Por ejemplo, si el diseño se enfoca en la población mexicana, se pueden utilizar los datos reportados en [78], en dónde los valores máximos para el largo y ancho de la mano son de 195.98 mm y 108.3 mm correspondientes al percentil 95 de la población adulta masculina de entre 18 y 68 años.

3.3.5 Ajuste dimensional

Al momento de diseñar dispositivos de rehabilitación, es una necesidad orientar el diseño de tal forma que garantice la obtención de un dispositivo que pueda ser utilizado por la mayor cantidad posible de usuarios potenciales, situación que sin dudas dependerá de las capacidades de ajuste que posea dicho dispositivo.

Cuando se trata de dispositivos de rehabilitación de mano, los ajustes dimensionales se relacionan con el tamaño de dicho órgano, específicamente con el largo y ancho de las falanges, ya que estas son las responsables de dar soporte a los elementos que generan el o los movimientos deseados.

Por ejemplo, en [55] se presenta un dispositivo portable en dónde las longitudes de los eslabones del mecanismo utilizado pueden ser ajustadas para trabajar con longitudes del dedo índice en el rango que va de 60 a 80 mm. Estos valores se establecieron con base en el percentil 95 de la población adulta británica (hombres y mujeres) con edades comprendidas entre 19 y 65 años.

Una situación semejante se establece en los diseños no portables de [57 y 59] que también rehabilitan el dedo índice. En el primer caso el sistema robótico fue diseñado para poder incluir a aproximadamente el 99% de la población estadounidense con longitudes de la falange proximal que van desde 33 a 63.5 mm, y longitudes de falange media que van desde 22,9 a 36.5 mm. En el segundo caso, el dispositivo no solo es capaz de ajustarse a las longitudes de las falanges, sino también al ancho de las mismas, lo cual se logra diseñando eslabones intercambiables en el mecanismo. Para establecer los intervalos de ajuste consideran la antropometría de una persona adulta estadounidense.

Existen otros dispositivos que además de trabajar con el dedo índice, también lo hacen con otro(s) dedo(s). Tal es el caso del diseño mostrado en [19], el cual es un exoesqueleto destinado a rehabilitar el pulgar y el dedo índice. El enfoque utilizado para definir los ajustes dimensionales fue realizar un estudio en 250 personas con algún tipo de discapacidad en las manos y a partir de ello establecer valores promedio para las longitudes de las falanges. Luego con dichos valores promedio se define el rango de ajuste dimensional para las falanges de ambos elementos como sigue: pulgar (falange metacarpiana: 40 a 50 mm, falange proximal 30 a 40 mm y falange distal \geq 15 mm), dedo índice (falange proximal 40 a 55 mm, falange media 22 a 30 mm, falange distal \geq 15 mm). Los valores anteriores consideran las dimensiones de una mano promedio hasta una mano grande.

Los diseños que abarcan la rehabilitación de todos los dedos de la mano, ya sea de forma conjunta o individual, no están exentos de considerar el ajuste dimensional. Así se tiene, por ejemplo la órtesis pasiva diseñada en [51] en la que los dedos: índice, medio, anular y meñique son parte de un mismo módulo e independientes del pulgar. En tal caso el dispositivo es capaz de ajustarse a una longitud máxima de dedo igual a 130 mm, valor que corresponde al percentil 99 de la población adulta masculina.

A su vez en los sistemas robóticos no portables desarrollados en [54 y 60] el criterio de ajuste dimensional es más sencillo que en los casos anteriores, pues no necesariamente se requieren modificaciones en las longitudes de los elementos del dispositivo. En [54] para poder trabajar con distintos tamaños de mano de usuarios, sólo se requiere posicionar los actuadores de acuerdo

con el ancho de la mano, siempre y cuando se mantengan angularmente alineados con el movimiento del dedo correspondiente.

Por su parte el diseño de [60] asegura poder abarcar varios tamaños de mano ya que la coincidencia de los ejes de las articulaciones del dispositivo con respecto a las articulaciones anatómicas de los dedos no es obligatoria, situación que generalmente ocurre con la mayoría de los dispositivos. En este diseño, las modificaciones necesarias para poder trabajar con distintos tamaños de mano se basan en el control articular, es decir, modificando los parámetros articulares para que la falange en cuestión alcance el movimiento deseado.

Una vez analizadas las variantes del ajuste dimensional, se observó que en más del 90% de los casos dicho ajuste se centra en la adaptación de las longitudes del mecanismo en función de la antropometría de los usuarios potenciales, así que se recomienda utilizar dicho enfoque en la síntesis del mecanismo. Es decir, diseñar mecanismos capaces de modificar sus longitudes entre articulaciones, sin afectar la generación del movimiento deseado, pero permitiendo adaptarse a distintos tamaños de dedos.

3.3.6 Portabilidad

La portabilidad de un dispositivo de rehabilitación es un criterio que se relaciona estrechamente con varios de los criterios ya descritos. Por lo mismo, es pertinente establecer a que se refiere el término portabilidad en los dispositivos de rehabilitación de mano que se buscan desarrollar bajo el enfoque de la presente investigación. Para ello, se retomarán algunos de los diseños consultados en el estado del arte, a fin de ejemplificar cómo es que distintos autores definen la portabilidad de un dispositivo de rehabilitación de mano.

En el trabajo reportado en [51] se establece que para incrementar la portabilidad del dispositivo de rehabilitación, es necesario considerar el enfoque de actuación pasiva así como utilizar materiales ligeros (de baja densidad) para la fabricación del mismo. Los autores argumentan que al incluir estos parámetros en el diseño, se incrementan las posibilidades de que el usuario pueda utilizar el dispositivo fuera de una clínica especializada, pensando en que la rehabilitación pueda desarrollarse en el hogar.

Diversos autores coinciden con el enfoque de [51], tanto en el uso de materiales ligeros para la fabricación del dispositivo, como el hecho de poder utilizarlo en el hogar, pero difieren en el tipo

de actuación. Por ejemplo, se tienen los diseños presentados en [37, 48, 50, 53 y 55] todos ellos dispositivos activos, pero no necesariamente portables.

Por ejemplo los dispositivos de [48 y 53] son ligeros, fáciles de colocar y de transportar. Si bien, son diseños que pueden ser utilizados tanto en un hospital, como en una clínica especializada o en el hogar, limitan la movilidad del usuario a un espacio definido dentro del lugar donde se encuentre el dispositivo. En el primer caso, dicha situación se debe a que el dispositivo necesita estar fijo en una superficie o mesa de trabajo. Mientras que en [53] la limitante es el sistema de actuación, ya que este es un conjunto de cables y poleas que forma parte de un módulo separado del dispositivo, por lo que no se puede montar sobre el cuerpo del usuario.

Sin embargo en los trabajos de [37, 50 y 55] se logra que los diseños sean totalmente portables por el usuario, con lo que se potencializa su uso no sólo en la terapia de rehabilitación, sino también como posibles sistemas de asistencia. Es decir, se busca que el dispositivo pueda ser utilizado como un sistema de apoyo en el desarrollo de las ADL. De esta forma se tendría un impacto importante en la disminución del tiempo requerido para reintegrar a la persona afectada, al ámbito social y laboral.

Ahora bien, cabe destacar que en los trabajos mencionados, un parámetro importante para lograr un diseño portable fue la subactuación. Logrando diseños en donde sólo se utiliza un actuador por cada elemento (dedo) involucrado, ya que como se ha mencionado, los actuadores son los componentes que normalmente representan el mayor porcentaje del peso del dispositivo de rehabilitación. En consecuencia, a menor peso del dispositivo mayor portabilidad.

Otro factor importante en relación a la portabilidad es que si se busca que el dispositivo pueda ser utilizado en las ADL, es necesario que la zona de la palma de la mano quede libre. Y allí se presenta una diferencia importante con respecto a los dispositivos no portables, pues de hecho varios de estos diseños utilizan dicha zona de la mano, para localizar los elementos responsables de generar la FE de los dedos. Aunque también se encuentra la variante de los diseños no portables en los que la palma de la mano se utiliza para ubicar sensores que permitan trabajar en un ambiente virtual a fin de suplir la necesidad de simular el entorno cotidiano (las ADL).

Entonces, a partir de lo antes descrito se define como dispositivo de rehabilitación portable aquel que pueda ser utilizado por el usuario de tal forma que propicie la rehabilitación en un entorno cercano a las actividades de la vida cotidiana, es decir, que el usuario pueda desplazarse junto con el dispositivo y no esté limitado a la operación de este en una estación de trabajo. En caso de

que las dimensiones del dispositivo faciliten su transporte y adaptación sencilla de un lugar a otro, pero su uso se restringe a un área de trabajo, entonces se define como portátil. Y se tiene un dispositivo no portable o fijo, cuando las dimensiones y sistemas anexos (actuación y control por ejemplo) del mismo obligan a mantenerlo en un lugar específicamente acondicionado para su operación y uso.

En referencia a lo presentado en este capítulo, se puede concluir que debido a que la función principal de un dispositivo de rehabilitación de mano es propiciar el movimiento de los dedos, es necesario establecer los medios que permitirán cumplir con dicho objetivo. Esto se logra con el diseño de mecanismos planos capaces de reproducir trayectorias controladas y repetibles.

Para lograr dicha tarea, es necesario identificar y definir los criterios con influencia directa en el diseño mecánico del dispositivo, para que éste sea capaz de propiciar una rehabilitación segura y confiable, además de ponderar el desarrollo de dispositivos fáciles de adaptarse a distintos usuarios.

Bajo el planteamiento anterior, para diseñar los mecanismos planos, los criterios primordiales son aquellos que definen la dinámica del mecanismo, complementándose con aquellos relacionados con la configuración física del mismo.

Capítulo IV

Aplicación de criterios de diseño de mecanismos planos

En el capítulo anterior se profundizó en el análisis de la información encontrada en el estado del arte relativa a dispositivos de rehabilitación para miembro superior. Así se obtuvo un listado de criterios a considerar en el diseño de mecanismos planos que puedan ser utilizados en dispositivos de rehabilitación de dedos.

Sin embargo, aún cuando ya se tiene el conjunto de criterios, se requiere especificar la forma en que tales criterios permitirán obtener el o los mecanismos planos aplicables a dispositivos de rehabilitación de dedos. Por ello, el objetivo del presente capítulo es proponer una serie de pasos que conduzcan el desarrollo de los mecanismos planos al considerar los criterios mencionados.

4.1 Propuesta de proceso de diseño de mecanismos planos para dispositivos de rehabilitación

Aun cuando los criterios de diseño ya han sido identificados en el capítulo previo, es necesario precisar cómo es que estos permitirán guiar el proceso de obtención de mecanismos, para ello se propone utilizar los diagramas mostrados en las Figuras 4.1 y 4.2, junto con los datos listados en las Tablas 4.1 a 4.4, los cuales se proponen a partir de lo analizado en el capítulo 3.

Sin embargo, dado que los dispositivos de rehabilitación pueden enfocarse en distintas problemáticas, es importante tener presente la relevancia o importancia que se les da a los criterios de diseño en cada caso. Por lo mismo, a fin de tener una herramienta más para la toma de decisiones, se sugiere como fase previa a la aplicación del procedimiento considerar lo observado en la literatura.

Por ejemplo, en el caso de los padecimientos neurológicos como el accidente cerebrovascular la primera alternativa es enfocarse en el dedo índice y utilizarlo como referencia para el resto de los dedos (excepto el pulgar) debido a la semejanza anatómica entre ellos [1, 15, 57]. Por lo mismo, el segundo elemento a considerar es el pulgar de tal forma que en conjunto con otro(s) dedo(s) favorezca la acción pinza doble o triple [4, 7]. O en todo caso activar individual o conjuntamente todos los dedos para reproducir la acción de sujeción [15, 20, 50, 52, 54, 71, 73].

Además, se cree que a fin de acelerar el proceso de recuperación del paciente es necesario el control por articulación [55], esto debido a que se favorece la aplicación de algoritmos de control en los programas de entrenamiento de la terapia de rehabilitación [2, 59].

Luego, los criterios fundamentales en la segunda etapa del diseño serán la fuerza y el RM [2, 5, 14, 20, 73]. El primero de ellos debido a que representa la resistencia debida a la espasticidad de los músculos dañados [20] y el segundo es un criterio fundamental para lograr la reproducción de una variedad de movimientos naturales de los dedos (requeridos en la ejecución de las ADL) [5, 20, 59]. Adicionalmente, el criterio físico toma importancia si uno de los objetivos de la terapia es favorecer la recuperación del paciente en un entorno cercano a la vida cotidiana, buscando obtener dispositivos ligeros y compactos siempre y cuando los criterios de fuerza y RM no se vean disminuidos.

Para el diseño de dispositivos orientados a la rehabilitación y asistencia de personas que sufrieron lesiones en la médula espinal, la prioridad es el movimiento de pinza ya sea doble o triple [4, 8], seguido de la prensión palmar. Por lo mismo, se le da relevancia a la fuerza y al criterio físico del dispositivo, mientras que el RM se puede limitar a reproducir los movimientos mencionados involucrando la dependencia entre los movimientos de las falanges para la sujeción de objetos [7, 50, 55]. Generalmente se habla de dispositivos portables que tengan la capacidad de suministrar fuerzas no solo para la rehabilitación, sino también para la asistencia en el desarrollo de las ADL.

Cuando el dispositivo de rehabilitación se destina al tratamiento de lesiones traumáticas, el dedo índice es la alternativa más utilizada seguida de la pinza doble entre índice y pulgar [2, 9, 65]. En este caso, el movimiento independiente de cada falange del dedo no es necesario siempre y cuando se puedan desarrollar movimientos coordinados en las falanges del dedo, alcanzando el RM natural [18]. Al mismo tiempo debe garantizarse el cumplimiento del criterio de fuerza para contrarrestar la rigidez del dedo, típica de lesiones en los tendones [40].

Por otra parte, se prefiere el desarrollo de cadenas cinemáticas paralelas al dedo, buscando que los centros de rotación de las articulaciones anatómicas coincidan con los ejes de rotación de las juntas del mecanismo [2], por lo que el criterio físico también tiene participación.

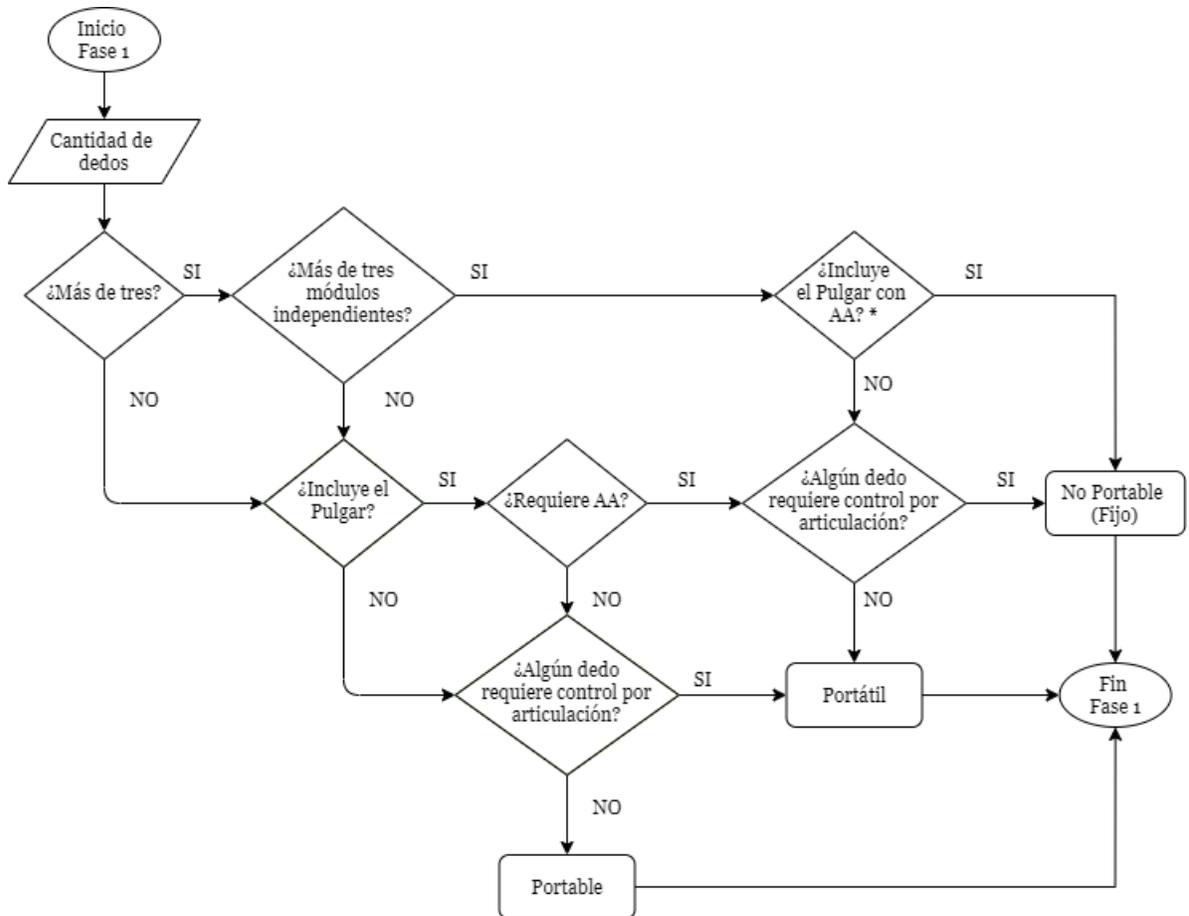
Finalmente, en los dispositivos pensados para la gente adulta se prefiere la pinza doble o triple, ya que proporcionan la capacidad de realizar una amplia gama de tareas diarias, como recoger objetos pequeños, girar perillas, encender interruptores, abrir botellas, entre otros [7], es decir, la idea es asistir el desarrollo de las ADL por lo que la portabilidad es el primer aspecto relevante en el diseño, seguido de las capacidades de fuerza y el RM.

Ahora bien, cabe mencionar que el objetivo principal del procedimiento propuesto en la presente investigación es considerar el movimiento de FE, pues según lo ya analizado en el estado del arte, es el movimiento primordial en cualquier dispositivo de rehabilitación de dedos. Como complemento, se propone que la AA se incluya para el pulgar con ciertas condiciones (propias del movimiento complejo de dicho elemento).

De esta forma, la primera fase del diseño consiste en definir del tipo de dispositivo. Con base en la cantidad de dedos participantes, al aplicar el diagrama de flujo de la Figura 4.1 se encamina el diseño hacia la portabilidad o no portabilidad. Es decir, aquí se tiene la primera decisión importante en el procedimiento, pues según las necesidades de la terapia de rehabilitación el criterio de portabilidad podrá verse sacrificado en pro de movilizar una mayor cantidad de dedos, de requerir un control articular independiente o de ambos.

Dadas las alternativas encontradas en el estado del arte, los diseños portables logran trabajarse satisfactoriamente hasta con tres dedos involucrados, pudiendo incluir el pulgar con FE, siempre y cuando todos los dedos sean controlados mediante la subactuación [15, 37]. Sin embargo, si es esencial que el movimiento de alguno de los dedos se controle por medio de cada una de sus articulaciones, entonces el diseño recomendado ya no será portable y se pasará a un análisis posterior.

En consecuencia, teniendo en mente que se trabaje con tres dedos incluyendo el pulgar, se opta por un diseño portátil en los casos en que el pulgar sea sin AA y se requiera el control articular de algún otro dedo o, que el pulgar sea con AA y el resto de los dedos sean subactuados. Pero, en caso de presentarse ambos requerimientos, AA de pulgar y control articular de otro dedo, entonces el diseño será no portable o fijo.



*Al incluir el pulgar con AA adicional a la FE, se restringe la portabilidad

Figura 4.1 Diagrama de flujo para definir el tipo de dispositivo a desarrollar

Por otra parte, si en el diseño se desea incluir a más de tres dedos, la cuestión siguiente es si el movimiento de los dedos será independiente o no. Es decir, si se tiene la opción de unir dos o más dedos y trabajarlos en un mismo módulo y al final se tienen como máximo tres módulos, entonces puede decirse que es equivalente a tener hasta tres dedos involucrados, por lo que el proceso sugiere retomar los pasos descritos en los dos párrafos anteriores.

En cambio, si la alternativa que se tiene en mente es trabajar con mínimo cuatro dedos con movimiento independiente, la sugerencia es descartar la portabilidad. Por lo que a partir de cuatro módulos requeridos se tienen tres variantes: primero, si en estos módulos se debe incluir el pulgar (con AA) lo sugerido es que el dispositivo sea fijo; segundo, si en los módulos no se incluye el pulgar o bien se incluye pero solo con FE y además se requiere del control articular de algún dedo, también se recomienda un dispositivo fijo; tercero, si no se incluye al pulgar o se incluye solo con FE y todos los dedos pueden subactuarse, el diseño recomendado será portátil.

En referencia a la participación del pulgar, al ser el elemento más complejo en cuanto a movimientos articulares se refiere, se observó que en los diseños portables la FE se pondera en las articulaciones MTCF e IF, mientras que en los diseños portátiles se puede adicionar la FE y AA en la articulación CMC y sólo en los diseños fijos podría hablarse de un control articular completo. Con base en ello se sugiere seguir el mismo enfoque al momento en que se busque trabajar con dicho elemento.

Con el uso del diagrama de la Figura 4.1, se logra establecer la primera parte fundamental del mecanismo o de los mecanismos a diseñar, es decir, su correspondencia entre los GDL y los GDM. Así, cualquier mecanismo que forme parte de un diseño portable tendrá que ser subactuado, mientras que en caso de hablar de un diseño portátil o de un dispositivo fijo, podrían incluirse mecanismos subactuados y mecanismos normalmente actuados. Por tal situación la siguiente fase del diseño consiste en definir cuáles serán los elementos participantes y cuántos mecanismos deben diseñarse en cada caso (junto con sus respectivos criterios de diseño).

Según lo planteado en el diagrama de la Figura 4.1, es posible tener diversas combinaciones para un mismo tipo de dispositivo, sin embargo, con base en lo analizado en el estado del arte se tienen sugerencias, las cuales se muestran en la Tabla 4.1. Dicha tabla indica la cantidad de GDL, GDM y mecanismos necesarios en cada situación, junto con la abreviatura de cada alternativa para referenciarse a ellas en las fases posteriores del diseño.

Hay que tener presente que el término GDL en el procedimiento de diseño propuesto, se refiere a la cantidad de movimientos articulares logrados, mientras que el término GDM se asocia directamente con la forma en que se lleva a cabo dicho movimiento. Por ejemplo, si se observa en la Tabla 4.1, se proponen dos alternativas para trabajar con el dedo índice, la primera hace referencia a un diseño portable pues activa las tres articulaciones de dicho dedo utilizando únicamente un actuador, mientras que en la otra opción se trata de un diseño portátil ya que se requieren de tres actuadores para lograr el movimiento del dedo.

Para proseguir con el diseño del mecanismo, el diseñador debe consultar y seleccionar alguna de las alternativas de la Tabla 4.1, o bien, basarse en ellas en caso de requerir una variante distinta y aplicar las etapas mostradas en el diagrama de la Figura 4.2. El cual precisamente inicia al especificar los dedos involucrados y a partir de ello, el número de mecanismos a desarrollar incluyendo los GDL y GDM para cada uno de estos. En las etapas consecutivas se definen los criterios restantes para cada mecanismo.

Tabla 4.1 Alternativas de diseño sugeridas según tipo de dispositivo a desarrollar

Tipo de dispositivo y abreviatura		Dedos incluidos	Mecanismos requeridos		
			Cantidad	GDL	GDM
Portable	Ptb-1	I	1	3	1
	Ptb-2	I y P	2	3 y 2	1 y 1
	Ptb-3	I, P y MAm	3	3, 2 y 9	1, 1 y 1
Portátil	Ptt-1	I	1	3	3
	Ptt-2	I y P	2	3 y 4	1 y 2
	Ptt-3	I, M y P	3	3, 3 y 4	1, 1 y 2
	Ptt-4	I, M, A, m	4	3 c/u	1 c/u
No portable	NP-1	I, M, A, m y P	5	3, 3, 3, 3 y 4	3, 3, 3, 3 y 4

Abreviaturas de dedos. I: índice, P: pulgar, M: medio, A: anular, m; meñique y MAm: combinación (medio-anular-meñique)

Como puede apreciarse en el diagrama de la Figura 4.2, para definir los valores de fuerzas se tienen dos alternativas, según la correspondencia entre los GDL y GDM del mecanismo. Una situación semejante se presenta al establecer el RM. Como parte de la etapa final del proceso, antes de poder pasar a la síntesis del mecanismo, hay que especificar los criterios relacionados con cuestiones dimensionales, sobre todo para los dispositivos portables y portátiles.

Adicional al diagrama de la Figura 4.2, es necesario que el diseñador se auxilie de valores de referencia para el diseño del mecanismo, por lo que en los siguientes párrafos se especifica la información de la segunda fase del diseño.

En el apartado 3.3.2 se presentaron las variantes existentes en cuanto a cómo puede aplicarse la fuerza sobre el mecanismo, para contrarrestar la rigidez (espasticidad) de los músculos dañados, las cuáles son: fuerza en falange distal y fuerza por falange. En ambos casos las fuerzas requeridas deben permanecer perpendiculares a la o a las falanges sobre las que estén aplicadas durante el movimiento de los dedos [2, 5, 14, 73, 20].

De acuerdo con lo analizado en los distintos diseños consultados, se recomienda utilizar la fuerza aplicada en falange distal para los casos en que el mecanismo sea subactuado y definir valores de fuerza por falange cuando se trate de mecanismos normalmente actuados. Además, para determinar los valores de fuerza requeridos para el diseño, se propone recurrir a los datos concentrados en la Tabla 4.2, los cuales corresponden a los valores utilizados en diversos

estudios cómo [4, 20, 48, 59, 63 y 76] con los que se obtuvieron resultados satisfactorios en el proceso de rehabilitación.

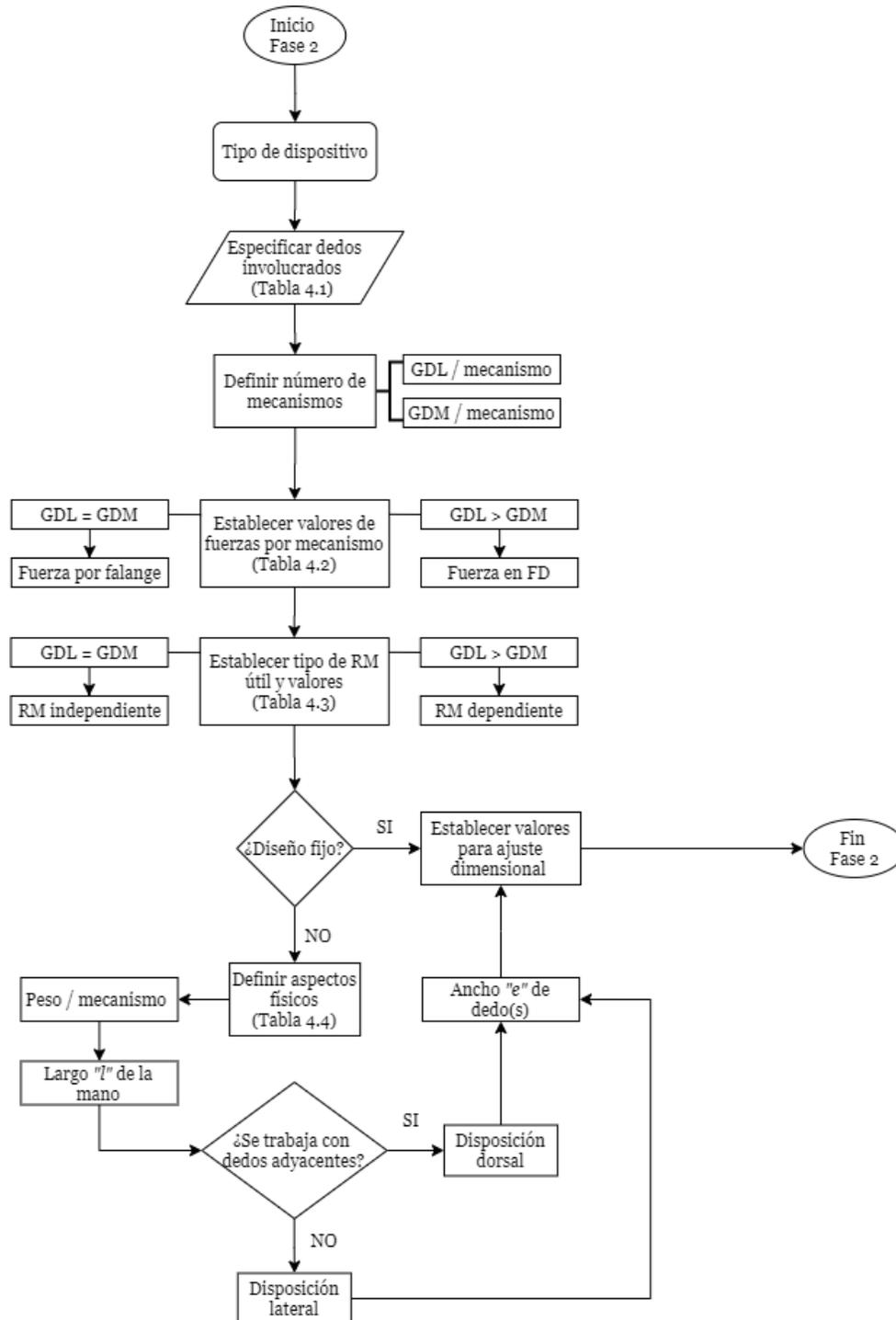


Figura 4.2 Etapas para definir criterios de diseño de los mecanismos a partir del tipo de dispositivo

Como puede verse en la Tabla 4.2, los valores correspondientes a la opción de las fuerzas aplicadas por falange son los mismos independientemente de que dedo se trate. Esta situación se debe a que en la literatura [20, 22 y 59] los únicos valores reportados suelen ser para el dedo índice. De hecho, en los diseños orientados a trabajar con todos los dedos como en [24, 50 y 60] se toma como referencia precisamente al dedo índice, por lo que la propuesta aquí planteada es mantenerse con dicha tendencia.

Tabla 4.2 Valores de fuerza según el tipo de actuación

Elemento	Subactuado	Normalmente actuado		
	Falange distal	Falange proximal	Falange media	Falange distal
Pulgar	15 N	10 N	6 N	---
Índice	10 N	10 N	6 N	3 N
Medio	10 N	10 N	6 N	3 N
Anular	9 N	10 N	6 N	3 N
Meñique	8 N	10 N	6 N	3 N

Con base en lo descrito en el apartado 3.3.3, existen valores establecidos para los intervalos de movimiento articular según la biomecánica de una mano saludable, es decir el RM natural. Sin embargo, la correcta definición de dichos intervalos al momento de proponer un mecanismo plano va ligada con la forma en que se proporcionará el movimiento articular. En consecuencia, con base en lo reportado en la literatura [1, 2, 6, 15, 18, 22, 24] se resaltan dos alternativas: movimiento articular independiente y movimiento articular dependiente.

Ambas opciones han sido utilizadas sin ser propias de algún tipo de diseño. Sin embargo, debido a su estrecha relación con la cantidad de elementos de actuación requeridos para lograr el movimiento deseado, la propuesta del presente trabajo es optar por movimiento articular independiente en el caso de los mecanismos normalmente actuados y dejar el movimiento articular dependiente para los mecanismos subactuados, tal y como se indica en el diagrama de la Figura 4.2. Visto de otra forma, en el primer caso el RM se define considerando movimiento independiente de las falanges, mientras que en el segundo caso el movimiento de las falanges tendrá que ser consecutivo o ligado.

Luego, para establecer un RM útil se recomienda utilizar como valores guía, los intervalos de movimiento listados en la Tabla 4.3, los cuales han sido definidos a partir de la información recabada de diversos diseños de dispositivos de rehabilitación de mano. Dichos valores garantizan la reproducción de un movimiento semejante al desarrollado en diversas ADL, lo que conduciría a una rehabilitación adecuada.

Sin embargo, dado que los valores presentados en la Tabla 4.3 son considerados como valores límite, es necesario garantizar que el diseño del mecanismo planar evite que durante su operación se sobrepasen dichos valores y preferentemente que el RM sea ajustable, en caso de que la terapia de rehabilitación así lo requiera.

Tabla 4.3 Valores para establecer el RM de las articulaciones de los dedos

Articulación	Dedos					
	Índice	Medio	Anular	Meñique	Pulgar	
					FE	AA
CMC	No aplica	No aplica	No aplica	No aplica	0-40°	0-80°
MTCF	0-105.7°	0-102°	0-102°	0-102°	0-45°	0-15° *
IFP	0-89.5°	0-94°	0-94°	0-94°	0-89°	No aplica
IFD	0-74.2°	0-67°	0-67°	0-67°	No aplica	No aplica

* Utilizar únicamente para los dispositivos de tipo fijo

La última etapa del proceso de definición de criterios del mecanismo es la referida al criterio físico y al ajuste dimensional. Después de analizar la información consultada en el estado del arte se establece que dicho criterio es inevitable tanto en los diseños portables como en los diseños portátiles mientras que en los no portables puede dejarse de lado. Por su parte, el ajuste dimensional es inherente en los tres casos.

Entonces, en referencia al caso de diseños portables y portátiles, es indispensable considerar la antropometría de la población objetivo y con base en ello, establecer las dimensiones del mecanismo. Los dos parámetros de mayor interés son el largo y ancho del dedo. El primero de ellos limita la longitud de los componentes del mecanismo y el segundo la disposición de estos con referencia al acoplamiento del mecanismo con el dedo.

Además, se preferirán diseños antropomórficos, asemejando los componentes del mecanismo a la disposición de las falanges de los dedos. Con ello se aprovecharía la longitud del dedo o de los dedos, para dimensionar el mecanismo o mecanismos y la longitud dorsal de la mano queda libre para la localización del sistema de actuación (en el caso de los diseños portables). Sin embargo, si esto no fuera posible, habrá que sacrificar la ubicación del sistema de actuación trasladándolo al antebrazo.

Ahora bien, aunque el diseño se basa en mecanismo planares, no es que los componentes de este sean de espesor cero o que el ensamble del mismo sea propiamente en un plano común. Inevitablemente se requiere de cierto espacio para acoplar el mecanismo al dedo. Esta situación

puede lograrse mediante dos alternativas: colocar el mecanismo a un costado del dedo (disposición lateral) o colocarlo sobre el dedo (disposición dorsal).

Ambas opciones tienen puntos a favor y puntos en contra, pero la recomendación aquí es que en caso de trabajar lateralmente al dedo se tenga presente el hecho de posibles interferencias entre elementos adyacentes por lo que habría que minimizar el espesor de los componentes del mecanismo evitando incluso desviar la posición natural de los dedos, es decir, generar cierto grado de AA involuntaria. O mejor aún, se sugiere dejar esta disposición para los mecanismos en donde no haya que trabajar con dedos adyacentes.

Para el caso de la disposición dorsal entre el mecanismo y el dedo, la primera limitante es no sobrepasar en exceso el ancho de este último y la segunda condición es que los componentes del mecanismo estén o se mantengan lo más cerca posible del dorso de los dedos evitando eslabonamientos relativamente grandes con respecto al tamaño de la mano. En la Tabla 4.4 se reportan los valores recomendados para establecer los aspectos relacionados con el criterio físico del mecanismo.

Otra parte fundamental en cuestiones físicas para los diseños portables y portátiles es el peso del mecanismo. En este caso, de nuevo según lo reportado en la literatura [1, 50, 51, 55 y 59] se sugiere que no se sobrepasen los 1.35 N por elemento (dedo). En consecuencia, una vez dimensionado el mecanismo habrá que seleccionar el material para la fabricación de sus componentes, de tal forma que al efectuar el ensamble de los eslabones y juntas cinemáticas se respete el valor del peso establecido.

Finalmente, el otro criterio ligado a cuestiones dimensionales es el ajuste dimensional, el cual va encaminado a poder obtener un mecanismo que sea adaptable a distintos tamaños de mano, es decir, incluir variaciones en las medidas antropométricas de la mano. Para ello la propuesta se enfoca en diseñar mecanismos en los que las longitudes entre articulaciones, o ubicación relativa de componentes, se puedan modificar sin interferir con la generación del movimiento deseado, es decir, no afectar el RM.

Para lograr dicho ajuste, se sugiere establecer valores mínimos y máximos en función de la antropometría considerada. Es decir, para el caso de mecanismos normalmente actuados, las longitudes se deben especificar por cada falange participante, mientras que en el caso de los mecanismos subactuados se definen con base en la ubicación del efector final o punta del dedo.

Además, se buscaría que tales modificaciones en el mecanismo se hagan con la mayor facilidad y rapidez posible. Esto se puede lograr mediante el diseño de componentes estándar, minimizando la cantidad de piezas intercambiables e incluso realizando el diseño del mecanismo de forma modular.

Tabla 4.4 Parámetros de referencia para establecer los valores del criterio físico del mecanismo con base en la antropometría de la población objetivo

Dedo	Largo "l"		Ancho "e" según disposición (máximo)		Peso (máximo)
	Portable	Portátil	Lateral	Dorsal	
Índice	Desde MTCF hasta FD	Desde CMC hasta FD	20% del ancho del dedo	Ancho del dedo + 5%	1.35 N
Medio					
Anular					
Meñique					
Pulgar	Desde CMC hasta FD				

El hecho de tener un conjunto de criterios establecido para el diseño mecánico de un dispositivo de rehabilitación de dedos, facilita la generación de alternativas o soluciones adecuadas a una necesidad específica.

Basándose en los diseños desarrollados en los últimos veinte años fue posible establecer valores numéricos para los criterios involucrados en el diseño de los mecanismos planos aplicables a dispositivos de rehabilitación de dedos.

Para facilitar la aplicación de dichos criterios en el diseño mecánico del dispositivo, se generó una guía en forma de diagramas de flujo. Al utilizar estos diagramas se define el tipo de dispositivo a diseñar y posteriormente se especifican los criterios que restringen su diseño mecánico.

Capítulo V

Diseño de mecanismos planos para validar los criterios de diseño

Una vez identificados los criterios de diseño y organizados mediante las fases descritas en el capítulo previo, es momento de corroborar si a través de su uso se logran obtener mecanismos planares útiles en dispositivos de rehabilitación de dedos. Por ello, la finalidad de este apartado es presentar dos propuestas de diseño distintas enfocadas en abordar una de las rehabilitaciones con mayor demanda a nivel mundial, es decir, la rehabilitación de mano derivada de la ocurrencia de un accidente cerebrovascular.

5.1 Caso de estudio A: diseño de mecanismo plano para rehabilitación del dedo índice (post accidente cerebrovascular)

A continuación, se desarrollará una primera propuesta de un mecanismo planar orientado a la rehabilitación del dedo índice en personas que han sufrido un accidente cerebrovascular. Para ello se hará uso de las fases definidas en el capítulo previo y se realizará un modelo conceptual en computadora del mecanismo obtenido para así verificar la utilidad del procedimiento de diseño propuesto en este escrito.

5.1.1 Selección de criterios para el desarrollo del mecanismo

A partir de lo especificado en la primera fase de diseño del mecanismo, para establecer los dedos involucrados en el proceso de rehabilitación es necesario conocer cuál será la enfermedad o padecimiento por tratar. Con base en lo encontrado en la literatura, el área con mayor aplicación para el desarrollo de dispositivos de rehabilitación de mano es la enfocada en la rehabilitación post accidente cerebrovascular, por lo cual se eligió trabajar en dicha área.

Asimismo, tomando como referencia diversos diseños como [6-9, 14, 15, 20, 22, 40, 51,57, 59] se observó que existen cuatro variantes principales en lo que se refiere a los dedos involucrados en la terapia de rehabilitación estudiada, en dónde el dedo índice lleva la delantera sobre la pinza doble (índice y pulgar), la pinza triple (índice, medio y pulgar) y el movimiento de todos los dedos de la mano. Por lo que cualquiera de las alternativas mencionadas puede servir para evaluar el proceso de diseño propuesto en este trabajo.

Sin embargo, considerando lo citado al inicio de la sección 4.1, se elige trabajar con el dedo índice y desarrollar un mecanismo que rehabilite a dicho dedo. Ya que, en caso de lograr resultados satisfactorios, el mecanismo planar obtenido podría extrapolarse para el resto de los dedos e incluso servir de guía para el diseño de un mecanismo para el pulgar.

Entonces, una vez que se decide trabajar con un solo elemento y que no se trata del pulgar, al aplicar el diagrama de la Figura 4.1 la única decisión restante es la forma en que se busca propiciar el movimiento del dedo a rehabilitar, es decir, si es necesario generar un movimiento independiente en las falanges del dedo o si el movimiento de estas puede ser relacionado.

En consecuencia, refiriéndose a lo reportado en los diseños enfocados en este dedo, la alternativa más utilizada sugiere optar por un movimiento consecutivo de las falanges, pues diversos autores como [6, 7, 22, 40, 55] aseguran que durante la FE el movimiento entre las falanges del dedo está relacionado y difícilmente se necesita mover de forma independiente cada falange, sobre todo cuando se trata de las falanges media y distal. Por lo mismo, se decide seguir con esta tendencia, obteniendo un diseño portable según lo indica la última etapa de la primera fase del diseño. En la Figura 5.1 se resaltan en colores verde y azul, el recorrido y las decisiones tomadas, respectivamente, al utilizar el diagrama de la Figura 4.1.

Una vez establecido el tipo de dispositivo, la segunda etapa del proceso (Figura 4.2) dicta definir la cantidad de GDL y GDM para el mecanismo a desarrollar. Dada la selección de un diseño portable y con referencia a la Tabla 4.1, el procedimiento indica trabajar con un mecanismo con 3 GDL y 1 GDM. Es decir, mediante un diseño subactuado se activaría la FE de las articulaciones MTFC, IFP e IFD en el dedo índice.

El siguiente criterio por definir es la fuerza necesaria para la rehabilitación. Según los datos de la Tabla 4.2, para un diseño subactuado se requiere que el mecanismo provea una fuerza de 10 N sobre la falange distal del dedo índice. Asimismo, dicha fuerza deberá permanecer ortogonal al

movimiento que desarrolle la falange distal preferentemente durante el trayecto necesario para la FE del dedo.

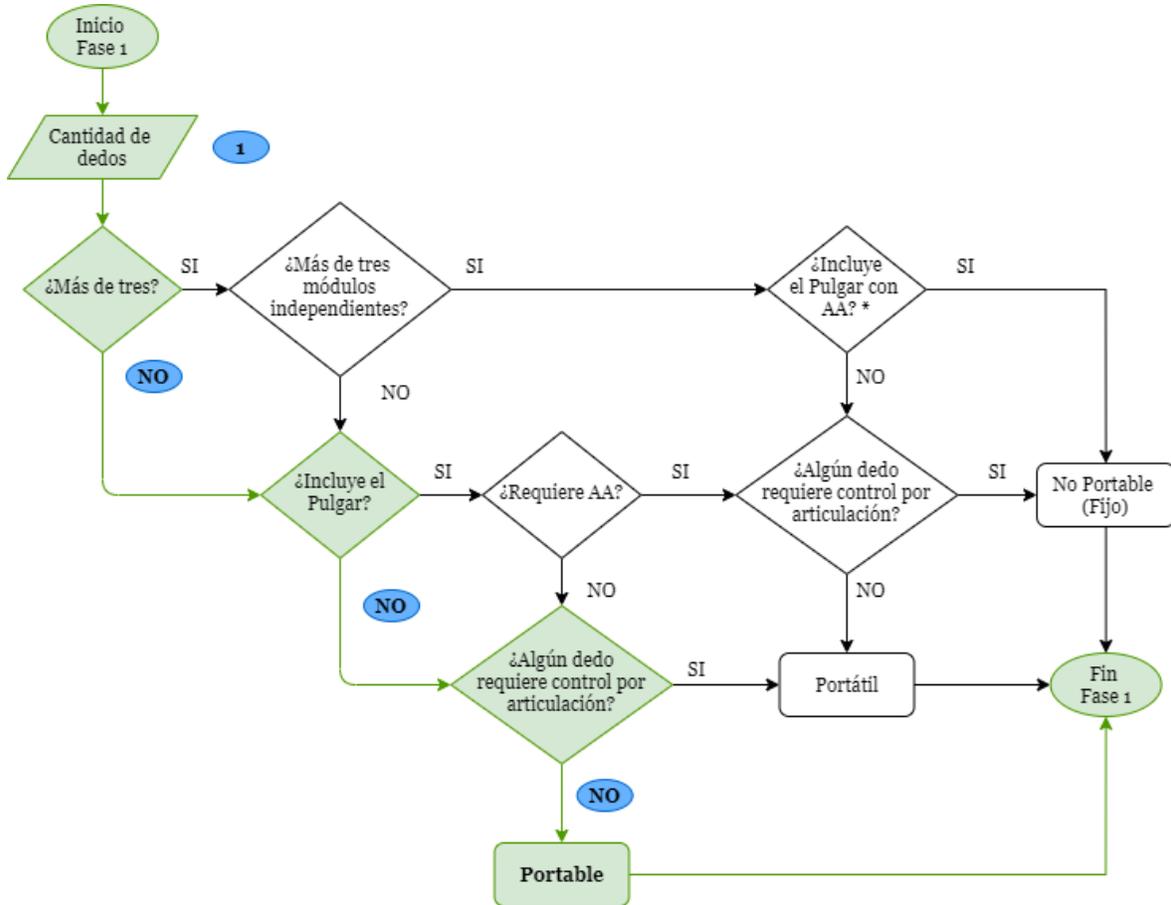


Figura 5.1 Secuencia de decisiones tomadas para definir el tipo de dispositivo orientado a la rehabilitación del dedo índice

Para complementar los criterios referidos a la movilidad del mecanismo, hay que especificar el RM. Con base en los parámetros ya seleccionados, la amplitud del movimiento deseado en las articulaciones del dedo debe especificarse respetando los valores establecidos en la Tabla 4.3, es decir, se tienen valores máximos de: 105.7°, 89.5° y 74.2° para las articulaciones MTCF, IFP e IFD, respectivamente.

Además, dado que se trata de un mecanismo subactuado, el objetivo es lograr la FE del dedo, mediante un movimiento ligado entre falanges. En tal caso es posible basarse en el trayecto conocido como *curling* o *rizo* [6], que se refiere a la curva descrita por la punta del dedo al efectuarse la FE natural, en dónde normalmente se activan las tres articulaciones del dedo.

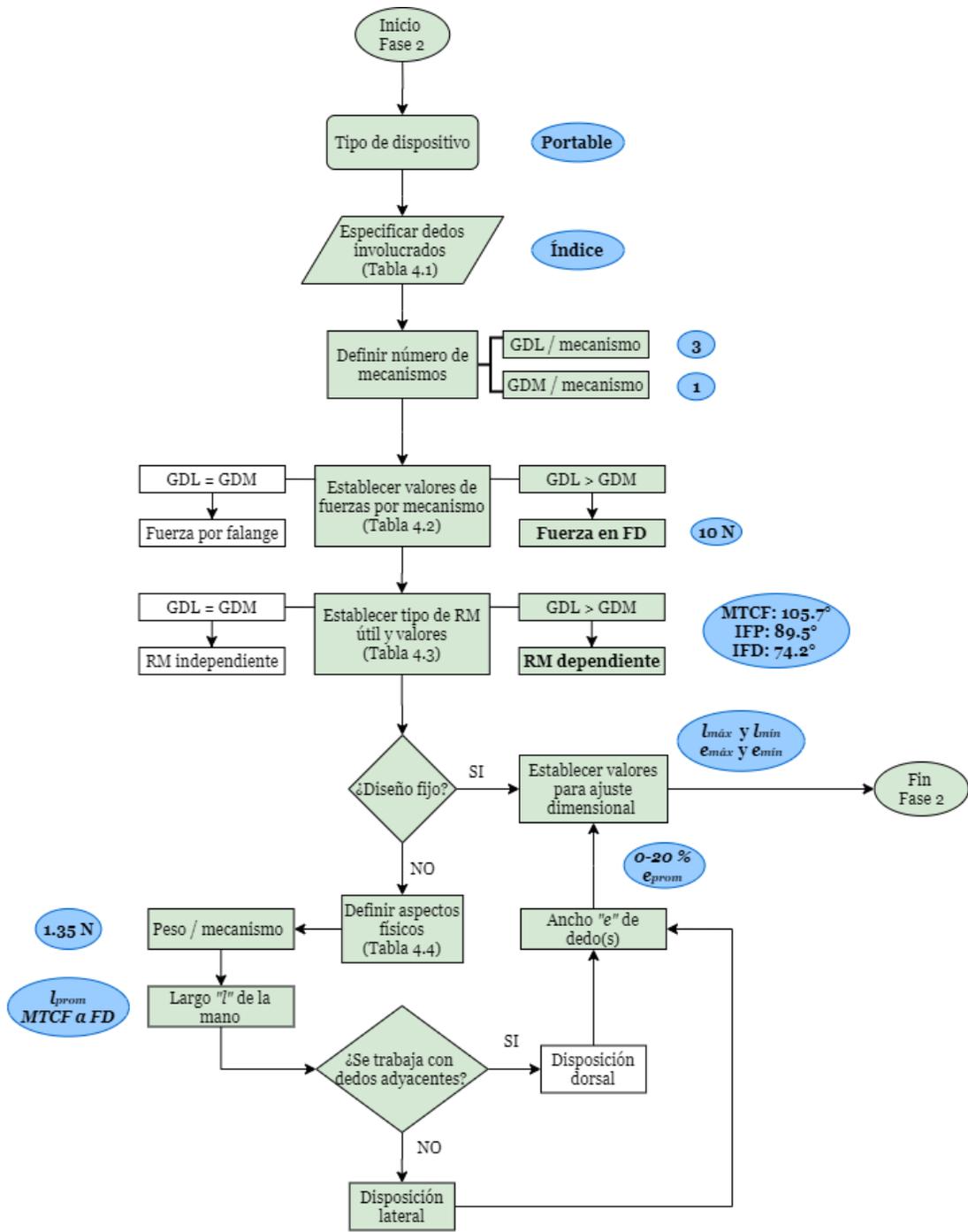
Por último, para definir los aspectos físicos del mecanismo, al tratarse de un diseño portable lo primero es establecer el peso, el cual no debe exceder los 1.35 N. Después para definir el largo y el ancho de trabajo se deben conocer las medidas antropométricas de la población objetivo. En este caso se considera como usuarios potenciales del dispositivo de rehabilitación a personas adultas que han padecido un accidente cerebrovascular. Sin embargo, las medidas antropométricas son distintas a nivel mundial e incluso se pueden presentar variaciones importantes dentro de la población de una misma zona, región o país.

Ahora bien, si el caso de estudio se limita a la población mexicana es posible encontrar investigaciones como [78] que aporten algunos datos necesarios para el desarrollo del mecanismo, como lo son el largo y ancho de la mano. Sin embargo, dado que se ha elegido trabajar con la trayectoria de rizo, no existen datos concretos que puedan ser utilizados para definir correctamente dicha curva.

Por ello y para los fines de la presente investigación se opta por recabar la información descrita, a partir del análisis de una muestra significativa. Dados los recursos disponibles se eligió trabajar con un grupo de 50 personas adultas con edades de entre 18 y 22 años, de los cuales 28 son mujeres y 22 son hombres; todas ellas consideradas personas sanas, es decir, sin problemas de movilidad en la mano. Una vez recabada dicha información, podrán establecerse los valores del largo y el ancho de trabajo para el mecanismo a desarrollar según lo citado en la Tabla 4.4. Además, ya que el diseño elegido implica trabajar con un solo dedo, la disposición recomendada para el acoplamiento del mecanismo con el dedo es de forma lateral.

Finalmente, para considerar el criterio de ajuste dimensional, con base en los datos recabados en el estudio mencionado deberán establecerse valores mínimos y máximos tanto de largo como de ancho de trabajo, para desarrollar un mecanismo adaptable a distintos usuarios.

En la Figura 5.2 se resalta en color verde la secuencia de criterios de diseño y en color azul su definición, para el desarrollo del mecanismo plano orientado a la rehabilitación del dedo índice derivado de la ocurrencia de un accidente cerebrovascular, con base en el diagrama de la Figura 4.2.



l_{prom} : longitud promedio, $l_{máx}$: longitud máxima, $l_{mín}$: longitud mínima, ϵ_{prom} : espesor promedio, $\epsilon_{máx}$: espesor máximo, $\epsilon_{mín}$: espesor mínimo

Figura 5.2 Criterios seleccionados para el desarrollo del mecanismo plano utilizado en dispositivo rehabilitador del dedo índice

5.1.2 Desarrollo del mecanismo planar

Con los criterios de diseño establecidos, toca lugar al desarrollo (síntesis) del mecanismo planar que sea capaz de rehabilitar la FE del dedo índice mediante la subactuación. Además, hay que tener presente que se trata de un diseño portable con opción de ajustarse a distintos tamaños de mano.

Al haber decidido trabajar con un mecanismo que reproduzca el trayecto de rizo, básicamente el problema de síntesis que hay que afrontar es un generador de trayectoria. Si además se considera un diseño simplificado para su aplicación en un dispositivo portable, la primera alternativa es trabajar con la síntesis dimensional de un mecanismo de barras. En tal caso la cadena cinemática más simple es un eslabonamiento de cuatro barras; con dos manivelas (una para la entrada y otra para la salida) y un acoplador (o eslabón flotante).

Aunque un eslabonamiento de cuatro barras puede ser sintetizado como seguidor de trayectoria, generador de movimiento o generador de función, la alternativa aquí requerida se trata de una combinación de seguidor de trayectoria y generador de movimiento. La primera de ellas para lograr el trayecto de rizo de la punta del dedo y la segunda para asemejar la operación de la cadena cinemática al movimiento efectuado por las falanges del dedo durante la FE.

De esta forma una primera aproximación del mecanismo a obtener sería como la imagen mostrada en la Figura 5.3. La manivela de entrada (a_0a) se asemejaría a la falange proximal del dedo, el eslabón flotante (abp) estaría acoplado, en su punto trazador, a la punta del dedo (aproximadamente a dos terceras partes de la falange distal) y la cadena cinemática se cerraría con el eslabón de salida (b_0b).

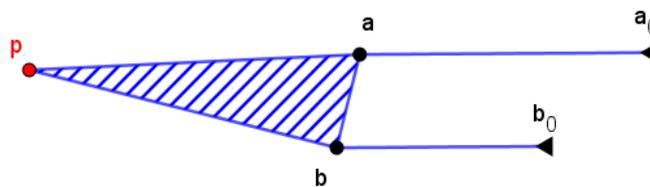


Figura 5.3 Mecanismo de cuatro barras con semejanza antropomórfica

Entonces, para poder llevar a cabo el procedimiento de la síntesis dimensional del mecanismo adecuado para la rehabilitación del dedo índice se requiere lo siguiente:

- Obtener los datos representativos de la trayectoria de rizo especificada para la FE
- Plantear las ecuaciones de diseño en función de la cinemática del mecanismo requerido
- Utilizar alguna técnica de síntesis que involucre simultáneamente los intervalos de rotación articular, las longitudes de los eslabones y la fuerza requerida para el seguimiento de la trayectoria especificada.
- Evaluar las soluciones potenciales y optimizar el mecanismo obtenido

5.1.2.1 Datos representativos de la trayectoria tipo rizo

La trayectoria de rizo que se pretende ejecutar con la ayuda del mecanismo planar representa uno de los movimientos fundamentales para la ejecución de la prensión de fuerza, la cual es requerida en el desarrollo de las ADL.

Para recabar los datos de la trayectoria mencionada, se efectuó un proceso de recopilación de medidas antropométricas con el grupo de individuos ya mencionado en la sección previa. Los datos de interés son: ancho y largo del dedo índice y la trayectoria de rizo generada por cada individuo. Para el ancho del dedo se consideró la longitud medida sobre la falange proximal. El largo del dedo es la longitud medida desde la articulación MTCF hasta la punta de este. Mientras que para la obtención de la trayectoria se generó un experimento detallado.

Este experimento inicia con la obtención de una plantilla, en la cual se define un sistema coordinado en relación con la localización de las articulaciones del dedo índice, este sistema se muestra en la Figura 5.4. En esta figura se observa, que el origen del sistema se encuentra alineado con la articulación MTCF coincidente con palma de la mano. Así el eje “x” queda alineado con el lado palmar del dedo y en dirección negativa hacia la punta del mismo, mientras que el eje “y” permanece normal a la palma de la mano y en dirección positiva hacia el dorso de esta. Adicionalmente se trazaron líneas radiales desde el origen del sistema coordinado, para así tener una misma referencia en los datos recabados por las trayectorias descritas por los 50 individuos.

Luego, puesto que en el trayecto de rizo debe existir movimiento en las tres articulaciones anatómicas del dedo, el punto de sujeción se hizo sobre la falange distal (como se aprecia en la Figura 5.4) a una tercera parte del extremo de la misma. De esta forma, los datos de la trayectoria se recabaron a partir del seguimiento del punto de unión sobre el dedo, con respecto el origen del sistema coordinado.

Cabe destacar que, durante la toma de datos, se utilizó una plantilla por individuo, la cual se intercambiaba cada vez sobre una misma base. Por ello, en la Figura 5.4 se aprecian pequeños círculos (o perforaciones) mediante los cuales se orientaba la plantilla para eliminar posibles errores en las mediciones. De igual forma, se aseguró que en cada toma el individuo mantuviera tanto la palma de la mano como el antebrazo inmobilizados.

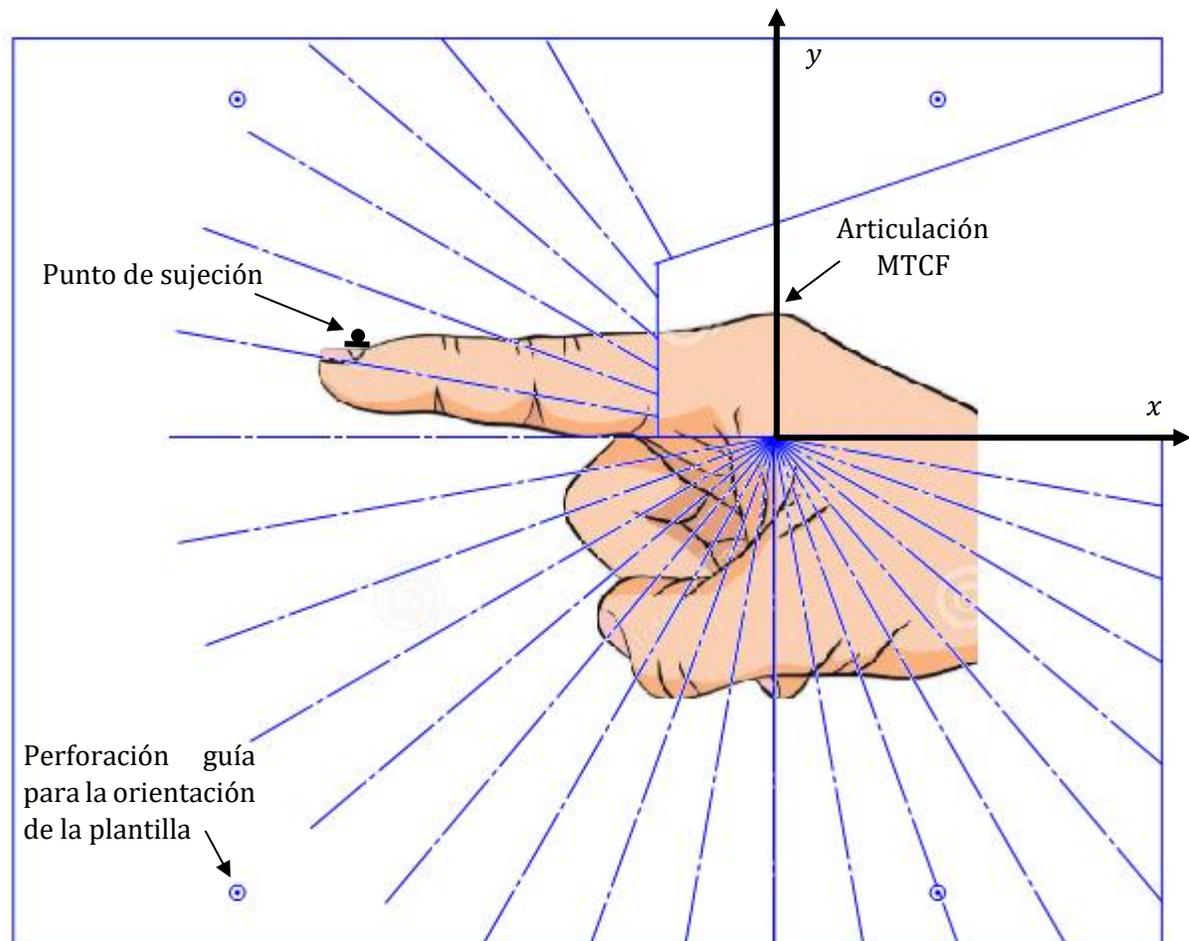


Figura 5.4 Plantilla para toma de datos en el trayecto de rizo

Posteriormente para la definición de la curva rizo representativa de la Figura 5.5, con la que se trabajaría el proceso de síntesis del mecanismo, se procedió a calcular la media de los valores obtenidos a través de las muestras recopiladas con los 50 individuos (ver Anexo A). Aunque la curva de la Figura 5.5 se obtuvo por medio de las coordenadas de 17 puntos alcanzados durante la FE, para el procedimiento de síntesis no resulta práctico utilizar la totalidad de dichos puntos, por lo cual se han resaltado únicamente nueve de ellos, que pueden ser utilizados en la síntesis del mecanismo.

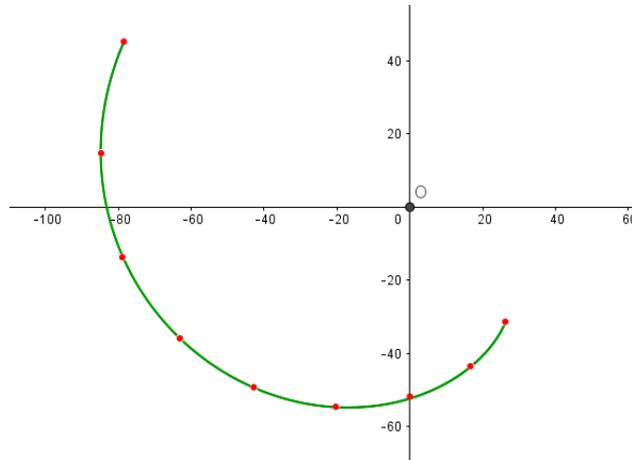


Figura 5.5 Curva tipo rizo (promedio) para el diseño del mecanismo planar

5.1.2.2 Ecuaciones de diseño para el mecanismo planar

Para el planteamiento de las ecuaciones de diseño de la cadena cinemática de cuatro barras a utilizar, es pertinente definir las variables involucradas, para ello se hará referencia a la Figura 5.6. Esta cadena cinemática de un GDL consta de dos articulaciones fijas (a_0, b_0), dos articulaciones móviles (a, b) y un punto trazador “ q ”. En la Figura 5.6 los ángulos θ y ϕ definen las orientaciones de la manivela impulsora y del eslabón de salida, respectivamente. Mientras que la orientación del eslabón acoplador está dada por el ángulo α . Dentro de la misma configuración del elemento acoplador están los ángulos β y δ , el primero de ellos medido entre los puntos b, a, q y el segundo entre a, b, q .

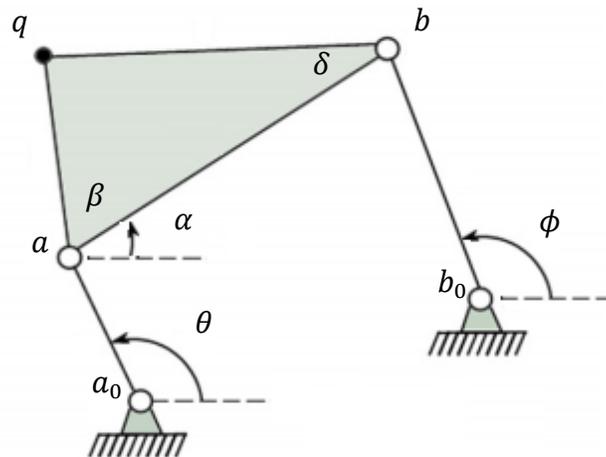


Figura 5.6 Mecanismo de 4 barras estandarizado

Ahora, para poder efectuar el proceso de síntesis dimensional primero se hace uso de matrices de desplazamiento plano que permiten definir el movimiento que describen los eslabones del mecanismo durante la operación del mismo.

Una matriz de desplazamiento plano (MDP) es una matriz de orden 3x3 que combina simultáneamente movimientos de desplazamiento y rotación en un plano. Por ende es capaz de describir el comportamiento de los cuerpos rígidos, vistos como vectores, con base en una posición inicial. La estructura de una MDP es la siguiente:

$$MDP[\theta_{1j}, p_1, p_i] = \begin{bmatrix} \cos \theta_{1j} & -\sin \theta_{1j} & p_j^x - (p_1^x \cos \theta_{1j} - p_1^y \sin \theta_{1j}) \\ \sin \theta_{1j} & \cos \theta_{1j} & p_j^y - (p_1^x \sin \theta_{1j} + p_1^y \cos \theta_{1j}) \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad \text{Ec 1}$$

En donde:

- θ_{1j} : es el ángulo de rotación del punto p desde la posición "1" hasta la posición j
- p_1^x y p_1^y : son las coordenadas iniciales del punto p en las direcciones "x" e "y", respectivamente
- p_j^x y p_j^y : son las j-ésimas coordenadas del punto p en las direcciones "x" e "y", respectivamente

Sin embargo, para describir el movimiento de los eslabones de un mecanismo mediante la matriz de la Ec. 1 es necesario establecer una relación entre puntos o pasadores de un mismo cuerpo. Por ejemplo, si desea definir la j-ésima posición a alcanzar por un punto "q" de un cuerpo rígido con base en su posición inicial "1", se puede utilizar como referencia otro punto "p" que pertenezca al mismo cuerpo, bajo la siguiente expresión:

$$q_j = MDP[\theta_{1j}, p_1, p_j]q_1 \quad \text{Ec 2}$$

En donde:

- θ_{1j} es al ángulo requerido para alcanzar la j-ésima posición con base en la posición inicial.
- p y q son los dos puntos que pertenecen al cuerpo rígido analizado.

Cabe destacar que en la ecuación anterior, el punto "p" debe ser conocido o estar definido previamente por algún valor restringido o por un parámetro de diseño.

Entonces, si se analiza el mecanismo de cuatro barras de la Figura 5.6 se tiene que el pasador a describe un movimiento rotacional con respecto a su apoyo a_0 , mediante el giro de un ángulo θ . Por lo cual si se quiere definir la ubicación de dicho pasador para la j -ésima posición, se tiene:

$$a_j = MDP[\theta_{1j}, a_0, a_0]a_1 \quad \text{Ec. 3}$$

Luego, dado que el pasador b y el punto q forman parte de un mismo cuerpo, al que además pertenece el pasador a , entonces es válido definir:

$$b_j = MDP[\alpha_{1j}, a_1, a_j]b_1 \quad \text{Ec. 4}$$

$$q_j = MDP[\alpha_{1j}, a_1, a_j]q_1 \quad \text{Ec. 5}$$

Como puede observarse en las ecuaciones 3 a 5, el punto utilizado como referencia es el pasador fijo a_0 . Además, los movimientos del eslabón impulsor y del eslabón acoplador han quedado limitados, por lo que solo resta analizar lo que sucede con el eslabón de salida.

Dado que la barra de salida funciona como una manivela, la ecuación faltante para restringir su movimiento se fundamenta en una expresión de longitud constante, es decir, la distancia entre el pasador b_j y b_0 debe permanecer fija independientemente de la j -ésima posición en que se encuentre el mecanismo. Visto de otra forma la distancia entre dichos puntos no puede cambiar, por lo que la expresión que garantiza esta condición queda como sigue:

$$[b_j - b_0]^T \cdot [b_j - b_0] = [b_1 - b_0]^T \cdot [b_1 - b_0] \quad \text{Ec. 6}$$

Si el problema de síntesis dimensional involucrara únicamente el seguimiento de trayectoria, la solución podría abordarse mediante el proceso de síntesis exacta, en donde el punto trazador del eslabón acoplador sería el responsable de realizar precisamente dicha trayectoria. Sin embargo, dado que aún se tiene la restricción de la fuerza requerida sobre el mismo eslabón acoplador, junto con algunas restricciones de movimiento articular y longitudes de eslabones, se opta por trabajar con el proceso de síntesis óptima.

Dentro de la síntesis óptima para un seguimiento de trayectoria, se requiere efectuar una especie de desacoplamiento del punto trazador del mecanismo con respecto a la trayectoria a seguir. Visto de otra forma, hay que considerar que el punto “ q ” del eslabón acoplador no completará al 100% la curva deseada, pero con ello se permitirán incluir otros tipos de restricciones al modelo del mecanismo, tal y como se requiere en el caso de estudio.

Por ello para asegurar que la curva obtenida sea lo más semejante a la curva original, la alternativa derivada del desacoplamiento ya mencionado es definir una ecuación de cierre, es decir, establecer que la distancia entre los puntos q (en el mecanismo) y p (en la curva deseada) en la j -ésima posición sea nula, lo cual puede escribirse como:

$$[p_j - q_j]^T \cdot [p_j - q_j] = 0 \quad \text{Ec. 7}$$

Para la restricción de la fuerza, se puede utilizar trabajo virtual. Dicho método se basa en el principio de que si un cuerpo está en equilibrio bajo la acción de fuerzas externas, el trabajo total desarrollado por tales fuerzas es cero para un desplazamiento infinitesimal del cuerpo [79]. Por medio de trabajo virtual, se puede decir que el trabajo virtual realizado δW por una fuerza puntual es el producto escalar de los vectores de fuerza F y de desplazamiento virtual δs . Además, un desplazamiento virtual también puede ser una media de la rotación y se indica mediante $\delta\theta$.

De la definición dada para el trabajo virtual, se establece que si se proporciona un desplazamiento virtual a un sistema que esté en equilibrio bajo la acción de fuerzas y pares externos, el trabajo virtual total debe ser cero. Lo que bien puede expresarse como:

$$\delta W = F_n \cdot \delta s_n + T_n \cdot \delta\theta_n = 0 \quad \text{Ec. 8}$$

Entonces, utilizando la expresión anterior y adecuándola al mecanismo de interés (ver Figura 5.7), dado que la fuerza F_e requerida en el diseño se localiza en el punto q del eslabón acoplador, y esta deberá ser equilibrada con la aplicación de un par T_1 en la manivela de entrada del eslabonamiento, se tiene:

$$\delta W = F_e \cdot \delta R_e + T_1 \cdot \delta\sigma_1 = 0 \quad \text{Ec. 9}$$

Para el desarrollo de la expresión de la Ec. 9, es necesario referirse a la Figura 5.7 en donde la configuración del mecanismo está dada por medio de vectores, con base en un sistema de referencia O . Y considerando que las rotaciones de los cuerpos están dadas por σ_i , en primera instancia se tiene:

$$R_e = r_0 + r_1 + r_2' = \begin{bmatrix} r_0^x \\ r_0^y \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} r_1 \cos \sigma_1 \\ r_1 \sin \sigma_1 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} r_2 \cos(\sigma_2 + \beta_2) \\ r_2 \sin(\sigma_2 + \beta_2) \end{bmatrix} \quad \text{Ec. 10}$$

Derivando para obtener δR_e

$$\delta R_e = \begin{bmatrix} -r_1 \sin \sigma_1 \delta \sigma_1 \\ r_1 \cos \sigma_1 \delta \sigma_1 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} -r_2 \sin(\sigma_2 + \beta_2) \delta \sigma_2 \\ r_2 \cos(\sigma_2 + \beta_2) \delta \sigma_2 \end{bmatrix} \quad \text{Ec. 11a}$$

Reordenando:

$$\delta R_e = \begin{bmatrix} -r_1 \sin \sigma_1 & -r_2 \sin(\sigma_2 + \beta_2) \\ r_1 \cos \sigma_1 & r_2 \cos(\sigma_2 + \beta_2) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \delta \sigma_1 \\ \delta \sigma_2 \end{bmatrix} \quad \text{Ec. 11b}$$

Que en función de puntos quedaría como sigue:

$$\delta R_e = \begin{bmatrix} -(a_1^y - a_0^y) & -(q_1^y - a_1^y) \\ (a_1^x - a_0^x) & (q_1^x - a_1^x) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \delta \sigma_1 \\ \delta \sigma_2 \end{bmatrix} \quad \text{Ec. 11c}$$

Sin embargo, dado que en la expresión anterior se tienen dos incógnitas $\delta \sigma_1$ y $\delta \sigma_2$, las cuales deben ser sustituidas en la Ec. 9, se requiere definir una expresión adicional para poder expresar $\delta \sigma_2$ en función de $\delta \sigma_1$. Para ello se hace uso de una ecuación de lazo para los vectores de la Figura 5.7, resultando:

$$r_0 + r_1 + r_2 - r_3 - r'_0 = 0 \quad \text{Ec. 12a}$$

$$\begin{bmatrix} r_0^x \\ r_0^y \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} r_1 \cos \sigma_1 \\ r_1 \sin \sigma_1 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} r_2 \cos \sigma_2 \\ r_2 \sin \sigma_2 \end{bmatrix} - \begin{bmatrix} r_3 \cos \sigma_3 \\ r_3 \sin \sigma_3 \end{bmatrix} - \begin{bmatrix} r_0^{x'} \\ r_0^{y'} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \end{bmatrix} \quad \text{Ec. 12b}$$

Que al derivar y factorizar conduce a:

$$\begin{bmatrix} -r_1 \sin \sigma_1 \\ r_1 \cos \sigma_1 \end{bmatrix} \delta \sigma_1 + \begin{bmatrix} -r_2 \sin \sigma_2 & r_3 \sin \sigma_3 \\ r_2 \cos \sigma_2 & -r_3 \cos \sigma_3 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \delta \sigma_2 \\ \delta \sigma_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \end{bmatrix} \quad \text{Ec. 13a}$$

Reagrupando y expresando en función de puntos obtenemos:

$$\begin{bmatrix} (a_1^y - a_0^y) \\ -(a_1^x - a_0^x) \end{bmatrix} \delta \sigma_1 = \begin{bmatrix} -(b_1^y - a_1^y) & (b_1^y - b_0^y) \\ (b_1^x - a_1^x) & -(b_1^x - b_0^x) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \delta \sigma_2 \\ \delta \sigma_3 \end{bmatrix} \quad \text{Ec. 13b}$$

Al resolver el sistema de ecuaciones anterior, se encuentra la relación entre $\delta \sigma_2$ y $\delta \sigma_1$. Ahora solo resta definir los vectores asociados a la fuerza de diseño y al par de entrada, para así completar la estructura de la Ec. 9 que formará parte de las ecuaciones de diseño a optimizar para la síntesis del mecanismo.

Para el caso de la fuerza de diseño, ya se estableció la magnitud que debe tener (10 N), sin embargo, falta limitar su dirección. Dada la configuración mostrada en la Figura 5.7, se propone que la fuerza se mantenga ortogonal al segmento aq . Así que la dirección queda limitada por:

$$\theta_e = \arctan\left(\frac{q_j^y - a_j^y}{q_j^x - a_j^x}\right) - \frac{\pi}{2} \quad \text{Ec. 14}$$

Con respecto al torque que será proporcionado al eslabón motor, es una característica que obviamente depende del tipo de actuador utilizado. Con base en la información reportada en la literatura [9, 37, 49, 55, 57,62], se observó que los motores de CD son los de mayor uso. Por lo tanto, retomando los datos de la Tabla 2.2, una de las alternativas más utilizadas en dispositivos de rehabilitación del dedo índice son los motores Maxon en distintas versiones. Considerando las necesidades del dispositivo, es decir, el criterio físico, es factible utilizar una configuración de motoreductor que según las características consultadas (en la página Web de dicha marca) pueden operar con pares que van de los 0.5 Nm a los 2Nm. Así que el valor del par requerido para el mecanismo a sintetizar puede definirse dentro de dicho intervalo.

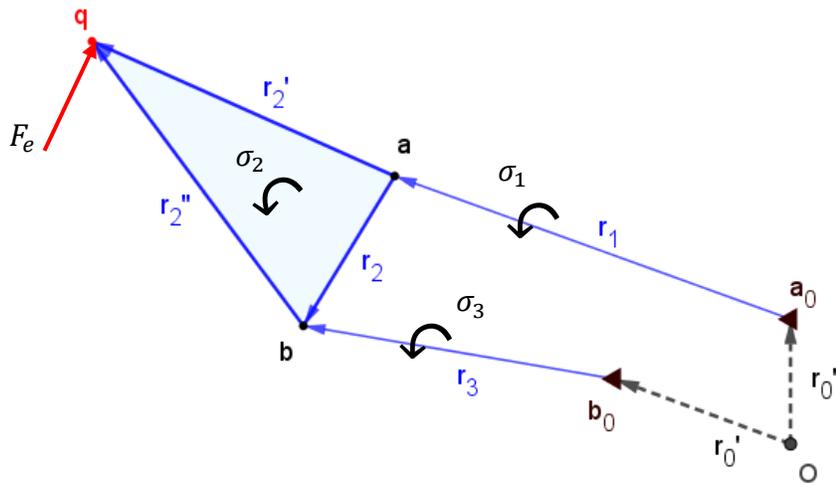


Figura 5.7 Mecanismo de 4 barras con relación de variables para desarrollo de síntesis

5.1.2.3 Síntesis del mecanismo

Posterior a la definición de las ecuaciones cinemáticas y de la restricción de fuerza para el mecanismo de cuatro barras, corresponde optimizar las ecuaciones cinemáticas de diseño, con respecto a la trayectoria de rizo representativa o promedio.

El enfoque que se utilizó para dicho desarrollo es una técnica de minimización restringida multivariable, mediante la función FindMinimum en Wolfram Mathematica ©. La técnica tiene como propósito encontrar un mínimo local para una función de costo único o función objetivo (FO) con base en un conjunto de condiciones iniciales dadas, buscando que cada variable involucrada se mantenga dentro de un conjunto de límites prescritos.

La FO para el caso de estudio se define como una sumatoria de cuadrados, involucrando las expresiones de restricción de longitud constante, ecuaciones de cierre y ecuaciones de restricciones de par-fuerza. Esto se logra utilizando la Ec. 6 con $j = 2, 3, \dots, 9$, y las Ec. 7 y 9 con $j = 1, 2, \dots, 9$.

Respecto a los valores límite para las variables involucradas en la FO, es necesario referirse a las necesidades del diseño ya establecidas (criterio físico, RM). Así, dada la configuración esperada (ver Figura 5.7) y con base en el sistema de referencia establecido, se busca:

- Pasador a_0 : alinearlo con la articulación MTCF y limitarlo por el espesor del dedo en dicha articulación. Es decir, cero en la dirección de x y entre 0 y 25mm en dirección de y .
- Pasador b_0 : evitar que interfiera con el movimiento natural del dedo índice. Para ello se sugiere que en la dirección de x sea negativo ubicándose no más allá de la parte media de la falange proximal (21.5mm promedio), mientras que en dirección de y se mantenga positivo sin exceder los 30mm para evitar sobrepasar el plano del dorso de la mano.
- Pasador a : buscar que sea coincidente con articulación IFP o muy próximo a ella. Dirección de x negativa evitando exceder la longitud de la falange proximal (38-45 mm según los datos recabados) preferentemente. Dirección de y positiva entre 15m y 25m para tratar de alinear la manivela y la falange proximal.
- Pasador b : ubicación próxima al pasador a , por debajo de este, en un semicírculo con radio aproximado de 20 mm asemejando el espesor del dedo. Considerando que el dedo se encuentra en extensión máxima en la posición inicial del mecanismo a sintetizar.
- Rotación de la manivela de entrada θ_{1j} : se limita por el RM para la articulación MTCF según la Figura 5.2. Dados los puntos de interés en la trayectoria, la última posición alcanzada (9) con respecto a la posición inicial (1) deberá efectuarse en un intervalo no mayor a los 105.7° aproximadamente. Partiendo de dicho valor, se establecen las rotaciones en incrementos equidistantes ($105.7^\circ/8$).
- Rotación del eslabón acoplador α_{1j} : Dado que no puede relacionarse directamente con alguna de las articulaciones interfalángicas, se opta por dejar el límite máximo (2π).

Con base en lo descrito en los puntos anteriores, los intervalos para las variables de interés quedan como sigue:

$$\begin{array}{l}
 \left[\begin{array}{l}
 a_0^x = 0 \\
 0 \leq a_0^y \leq 25 \\
 -21.5 \leq b_0^x \leq -10 \\
 0 \leq b_0^y \leq 30 \\
 -45 \leq a_1^x \leq -21.5 \\
 15 \leq a_1^y \leq 25 \\
 -60 \leq b_1^x \leq -21.5 \\
 0 \leq b_1^y \leq 25 \\
 q_1^x = -78.46 \\
 q_1^y \leq 45.3
 \end{array} \right] mm
 \end{array}
 \quad
 \begin{array}{l}
 \left[\begin{array}{l}
 0^\circ \leq \theta_{12} \leq 13.2125^\circ \\
 13.2125^\circ \leq \theta_{13} \leq 26.425^\circ \\
 26.425^\circ \leq \theta_{14} \leq 39.6375^\circ \\
 39.6375^\circ \leq \theta_{15} \leq 52.85^\circ \\
 52.85^\circ \leq \theta_{16} \leq 66.0625^\circ \\
 66.0625^\circ \leq \theta_{17} \leq 79.275^\circ \\
 79.275^\circ \leq \theta_{18} \leq 92.4875^\circ \\
 92.4875^\circ \leq \theta_{19} \leq 105.7^\circ
 \end{array} \right]
 \end{array}
 \quad
 \begin{array}{l}
 \left[\begin{array}{l}
 0^\circ \leq \alpha_{12} \leq 360^\circ \\
 0^\circ \leq \alpha_{13} \leq 360^\circ \\
 0^\circ \leq \alpha_{14} \leq 360^\circ \\
 0^\circ \leq \alpha_{15} \leq 360^\circ \\
 0^\circ \leq \alpha_{16} \leq 360^\circ \\
 0^\circ \leq \alpha_{17} \leq 360^\circ \\
 0^\circ \leq \alpha_{18} \leq 360^\circ \\
 0^\circ \leq \alpha_{19} \leq 360^\circ
 \end{array} \right]
 \end{array}$$

Luego, para obtener una solución óptima de las variables involucradas en la FO, se realizó un proceso iterativo. Para ello, los valores iniciales de cada variable se generan de forma aleatoria mediante el comando RandomReal en Wolfram Mathematica ©, restringidos por los límites superior e inferior establecidos. Así se resuelven las variables de forma iterativa con nuevos valores iniciales aleatorios en cada iteración. El conjunto de instrucciones generadas para la síntesis óptima se puede consultar en el Anexo B.

5.1.2.4 Evaluación de soluciones potenciales y optimización del mecanismo obtenido

Una vez que se desarrolló el algoritmo para la síntesis óptima, este fue ejecutado en repetidas ocasiones (obteniendo 30 resultados por vez). En cada corrida se hizo un análisis de los eslabonamientos obtenidos mediante: a) el seguimiento de trayectoria, b) la configuración que involucrara las longitudes de eslabones más cortas y c) la ubicación de los pasadores fijos lo más cercanos posibles entre sí. Lo que conduciría a un mecanismo con gran semejanza al dedo.

Sin embargo, para ejecutar el programa primero se debía asignar un valor de par de entrada, dada la condición de fuerza. Por ello, se optó en primera instancia considerar el valor más pequeño (0.5 Nm) y realizar al menos 10 corridas para evaluar soluciones. Así se obtuvieron diversos mecanismos que cumplían con las condiciones descritas en el párrafo anterior, sin embargo aún faltaba verificar una condición más; que el mecanismo pudiera proporcionar la fuerza requerida para la rehabilitación. Para ello se generó un análisis de fuerzas mediante el método de Newton, cuyo planteamiento y desarrollo se encuentra en el Anexo C.

Luego, con base en el análisis de fuerzas, se realizó una simulación en el software Geogebra, para así evaluar cada mecanismo obtenido y corroborar el cumplimiento de la Fuerza de 10 N durante la generación de la trayectoria de rizo. De esta forma se observó que prácticamente ninguna de las soluciones obtenidas era capaz de proporcionar dicha fuerza con el valor de par de entrada asignado. Por lo que se optó por realizar más corridas del programa modificando el valor del par sin salirse del intervalo planteado (0.5-2 Nm), con incrementos graduales de 0.25 Nm.

En la Figura 5.8 se muestran los mecanismos obtenidos bajo el planteamiento anterior. Los puntos de la trayectoria de rizo y el pasador a_0 aparecen en color negro, la manivela de entrada y el pasador b en color verde, la manivela de salida y el pasador a en color rojo y el eslabón acoplador y el pasador b_0 en color azul.

Al analizar las curvas generadas por los mecanismos de la Figura 5.8, se observaron variaciones importantes en el seguimiento de la trayectoria de rizo bajo el cumplimiento de la fuerza. Sin embargo, el análisis de las diversas configuraciones obtenidas permitió identificar algunos puntos importantes para optimizar el diseño, los cuales se listan a continuación:

Seguimiento de trayectoria. Las configuraciones capaces de reproducir de mejor forma la trayectoria son aquellas en las que: a) el pasador b_0 se localiza muy cercano a su límite inferior en la coordenada x , y por encima del pasador a_0 (coordenada en y) sin sobrepasar los 22mm, b) el pasador b_0 se ubica muy próximo a estar alineado con la manivela de entrada a_0a y c) el pasador a_0 se ubica regularmente entre 5 y 15 mm sobre la vertical.

Valor del par: Las configuraciones que se aproximaban más al cumplimiento de la fuerza son aquellas con un valor mínimo de par de 1 Nm.

Con base en lo observado en el análisis de los seis mecanismos seleccionados como primeras alternativas, se decidió modificar los valores de algunas de las variables involucradas en el procedimiento de síntesis. Primero, establecer un valor fijo para el par de entrada, optando por el mínimo aceptable de 1 Nm. Simultáneamente se modificaron los intervalos para las variables involucradas con los apoyos:

$$5 \leq a_0^y \leq 15$$

$$-21.5 \leq b_0^x \leq -16$$

$$14.5 \leq b_0^y \leq 22.5$$

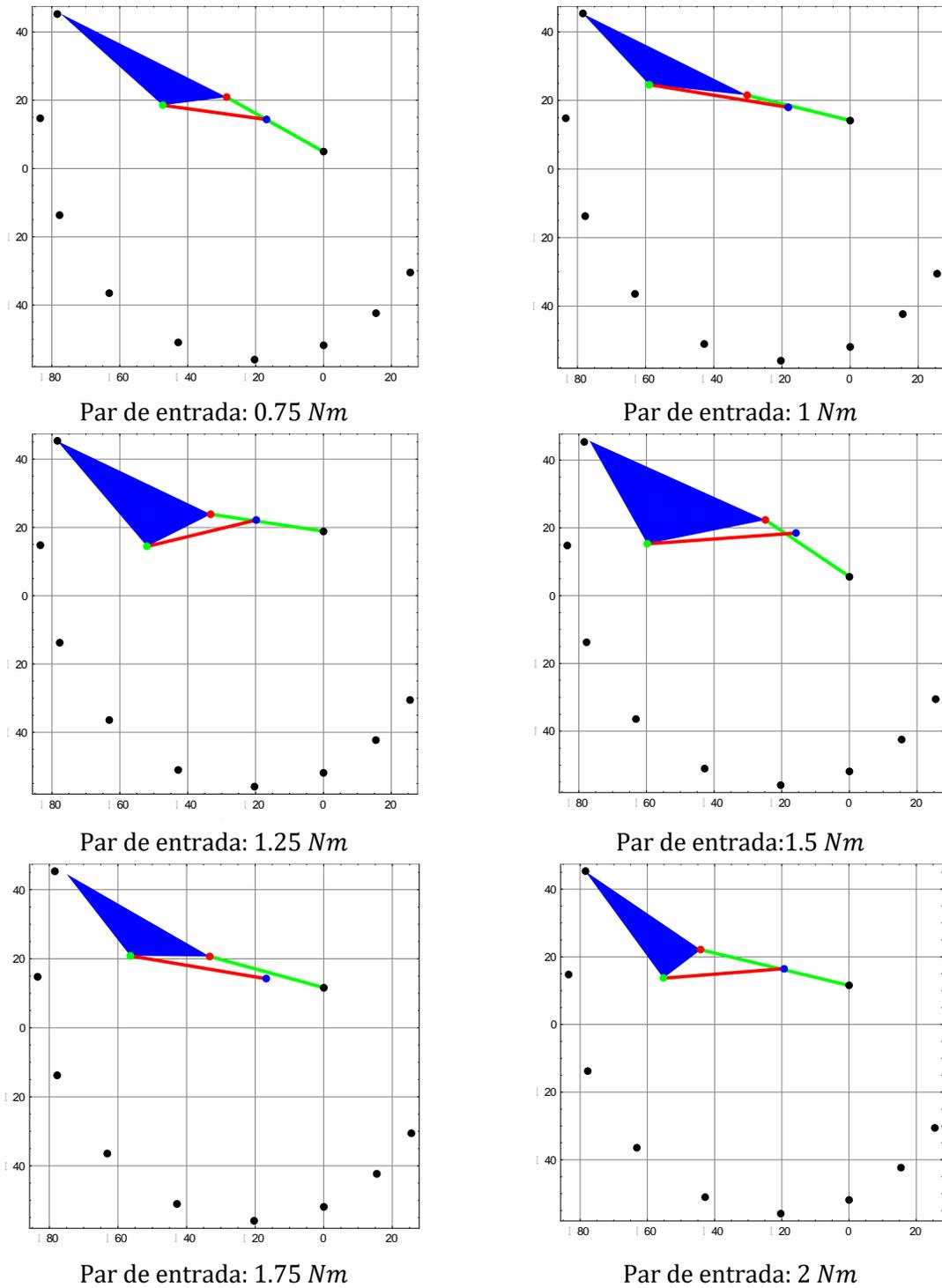


Figura 5.8 Configuraciones de mecanismos de cuatro barras obtenidos mediante procedimiento de síntesis óptima con variación del par de entrada

Bajo ese planteamiento se ejecutó el algoritmo en repetidas ocasiones hasta obtener al menos 10 mecanismos viables (trayectoria y dimensiones) para ser analizados nuevamente bajo la condición de fuerza. Al realizar un análisis semejante al efectuado con los primeros mecanismos, la prioridad fue reducir los intervalos para los pasadores fijos del eslabonamiento tratando de hacer lo mismo simultáneamente con los pasadores móviles.

Una vez que se analizaron los mecanismos encontrados, resultó que el cumplimiento de la trayectoria no era problema, pero sí la relación par-fuerza y la reducción de los intervalos para las variables involucradas con los pasadores móviles. Por ello la alternativa fue establecer valores para las componentes de los pasadores fijos ($a_0^y = 14$; $b_0^x = -20$; $b_0^y = 20$) y continuar con la reducción de los intervalos para los pasadores a y b .

De nuevo hubo que ejecutar el algoritmo varias veces hasta reducir lo más posible los intervalos de interés. Además, se observaron las variaciones en las rotaciones θ_{1j} y α_{1j} resultantes, de tal forma que sus intervalos también pudieran ser reducidos posteriormente. Entonces se logró establecer los nuevos límites que quedaron como sigue:

$$-45 \leq a_1^x \leq -38 \quad 20 \leq a_1^y \leq 25 \quad -60 \leq b_1^x \leq -40 \quad 8 \leq b_1^y \leq 16$$

Finalmente con los nuevos intervalos definidos para los pasadores a y b , se realizaron más iteraciones ajustando los intervalos relacionados con las rotaciones de la manivela y del eslabón acoplador, teniendo presente el cumplimiento de la trayectoria sin sacrificar la fuerza proporcionada en el punto trazador. Pudiendo ajustar, en caso necesario, los límites previos. Con ello, los intervalos finales para el algoritmo de la síntesis óptima quedaron como sigue:

$$\left[\begin{array}{l} a_0^x = 0 \\ a_0^y = 14 \\ b_0^x = -20 \\ b_0^y = 20 \\ -45 \leq a_1^x \leq -40 \\ 22 \leq a_1^y \leq 27 \\ -60 \leq b_1^x \leq -50 \\ 10 \leq b_1^y \leq 16 \\ q_1^x = -78.46 \\ q_1^y \leq 45.3 \end{array} \right] mm \quad \left[\begin{array}{l} 5^\circ \leq \theta_{12} \leq 25^\circ \\ 15^\circ \leq \theta_{13} \leq 35^\circ \\ 25^\circ \leq \theta_{14} \leq 45^\circ \\ 40^\circ \leq \theta_{15} \leq 60^\circ \\ 50^\circ \leq \theta_{16} \leq 70^\circ \\ 62^\circ \leq \theta_{17} \leq 82^\circ \\ 70^\circ \leq \theta_{18} \leq 90^\circ \\ 85^\circ \leq \theta_{19} \leq 105.7^\circ \end{array} \right] \quad \left[\begin{array}{l} 20^\circ \leq \alpha_{12} \leq 40^\circ \\ 50^\circ \leq \alpha_{13} \leq 70^\circ \\ 80^\circ \leq \alpha_{14} \leq 100^\circ \\ 105^\circ \leq \alpha_{15} \leq 125^\circ \\ 130^\circ \leq \alpha_{16} \leq 150^\circ \\ 150^\circ \leq \alpha_{17} \leq 170^\circ \\ 175^\circ \leq \alpha_{18} \leq 195^\circ \\ 195^\circ \leq \alpha_{19} \leq 215^\circ \end{array} \right]$$

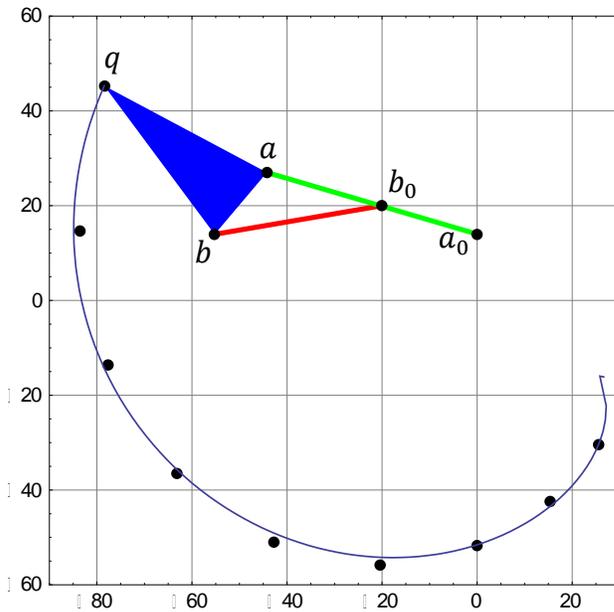
Después de aproximadamente 30 ejecuciones del algoritmo, y evaluar diversas configuraciones que cumplen casi fielmente con la trayectoria de rizo de la Figura 5.5, se observa que el valor de la fuerza de diseño (10N) no se alcanza durante toda la trayectoria. Generalmente al inicio de esta se obtiene un aproximado del 85% de la fuerza, la cual decae usualmente en las posiciones 2 y 3 hasta alrededor del 70%, porcentaje que va en incremento (pudiendo sobrepasar los 10 N en las posiciones 7 y 8) hasta lograr el 99% al final de la carrera.

Ahora bien, no obstante que con los mecanismos encontrados no fue posible cumplir cabalmente la restricción de fuerza, se consideró aceptable continuar con el desarrollo del mecanismo a partir de una de estas las alternativas (ver Figura 5.9). Lo anterior derivado de que la fuerza mínima alcanzada por el mecanismo seleccionado fue de 7.2 N valor que está por encima del valor mínimo de 6N reportado por autores como [37] para diversas tareas de rehabilitación.

Posteriormente, dado que el mecanismo de la Figura 5.9 fue optimizado para las restricciones de trayectoria, dimensiones y relación par-fuerza, aún no es un mecanismo que se adapte a diversos tamaños de mano. Para lograr tal objetivo, se consideró que la trayectoria de rizo promedio tendría que ser escalada para las antropometrías de una mano pequeña y una mano grande, es decir, la trayectoria se vería modificada solamente por la longitud del dedo índice.

Con base en dicho planteamiento, hubo que referirse a los datos listados en el Anexo A e identificar la mínima y máxima longitudes medidas en los 50 individuos en la posición inicial de la trayectoria. Luego con base en ello, se realiza un doble escalado de la trayectoria lograda por el mecanismo de la Figura 5.9, así para una mano pequeña la curva se reduce al 89% y para una mano grande se incrementa hasta el 111%.

El proceso de escalado de la curva, se traduce como un escalado del mecanismo, en donde los cambios se ven reflejados en las longitudes entre pasadores. Dicho de otra forma, las longitudes de las manivelas de entrada y salida, al igual que las dimensiones del eslabón acoplador se verán modificadas con base en la escala requerida. Sin embargo, las ubicaciones de los pasadores a_0 y b_0 se mantienen. De esta forma la configuración del mecanismo no cambia, obteniendo los mecanismos mostrados en la Figura 5.10, que corresponden a tres tamaños de mano: chica, mediana y grande.



Ubicación de pasadores:

$$\begin{aligned}
 a_0 &= (0, 14) \text{ mm} \\
 b_0 &= (-20, 20) \text{ mm} \\
 a &= (-44.20, 26.96) \text{ mm} \\
 b &= (-55.15, 13.95) \text{ mm} \\
 q &= (-78.41, 45.2) \text{ mm}
 \end{aligned}$$

Figura 5.9 Eslabonamiento de cuatro barras generador de trayectoria de rizo promedio seleccionado a partir de la síntesis óptima

Con las modificaciones hechas a las dimensiones del mecanismo, el paso consecutivo fue verificar si dichos cambios no condicionaban nuevamente el cumplimiento de la fuerza lograda. Para ello se realizó el correspondiente análisis de los dos mecanismos, y con los resultados logrados se hace una comparativa con respecto al mecanismo original obteniendo los valores concentrados en la Tabla 5.1, de los cuales se puede resaltar lo siguiente:

- Al inicio de la generación de la trayectoria, los tres mecanismos son capaces de proporcionar más del 80% de la fuerza requerida para la rehabilitación.
- El mecanismo que proporciona la menor fuerza correspondería a un tamaño de mano grande, sin embargo, esta fuerza sigue superando el valor mínimo aceptable para rehabilitación (6 N).
- Al final de la carrera, el mecanismo para una mano chica es el que presenta el valor más pequeño de fuerza, con respecto al valor objetivo, pero aun así supera el 90% de la fuerza requerida.
- La rotación que se presenta en la manivela impulsora (asociada al RM en la articulación MTCF) para generar la trayectoria va en incremento desde un valor de 82.8° para una mano chica, hasta los 97.1° para una mano grande, sin exceder el valor máximo de 105.7° .
- La rotación que presenta el eslabón de salida, en las tres configuraciones, permite que el mecanismo genere la trayectoria deseada sin que haya interferencias entre eslabones o pasadores, facilitando un movimiento de FE sin obstrucciones.

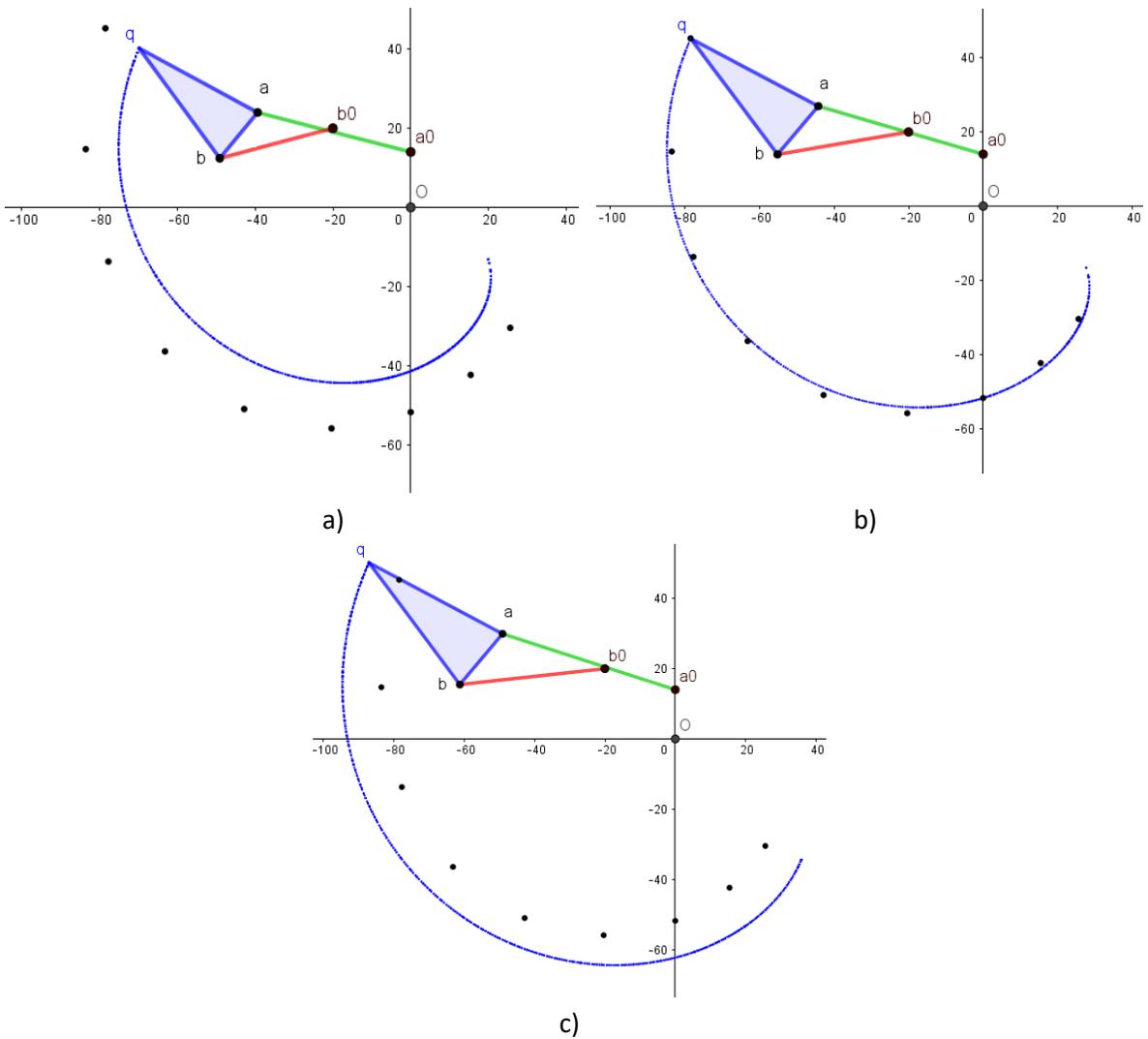


Figura 5.10 Eslabonamientos de cuatro barras generadores de trayectoria de rizo:
 a) Para mano chica, b) para mano mediana (promedio) y c) para mano grande

Dado que los mecanismos obtenidos mediante el proceso de escalado mostraron resultados aceptables, para concluir con el proceso de diseño restaba establecer la forma en que se realizaría el acoplamiento con el dedo. Para lo cual se efectuó un modelado en SolidWorks®.

Tabla 5.1 Valores de fuerza y desplazamientos angulares para los mecanismos sintetizados

Tamaño de mano	Valores de fuerza [N]				Rotaciones de eslabones [°]		
	Inicial	Mínima	Máxima	Final	Entrada	Acoplador	Salida
Chica	8.56	7.32	12.49	9.3	82.8	208.77	91.04
Mediana	8.56	7.11	11.456	9.98	90.5	206.48	98.89
Grande	8.28	6.8	10.69	10.22	97.1	204.27	105.53

5.1.3 Modelado de la configuración mecanismo-dedo (mano)

El procedimiento de diseño del mecanismo no puede concluirse hasta no haber observado el comportamiento de este al estar acoplado con el dedo y la mano. Por lo que fue necesario establecer la forma en que se llevaría a cabo dicha tarea.

Primero, se debe establecer el posicionamiento del mecanismo con respecto al dedo, según lo establecido mediante el diagrama de la Figura 5.2 corresponde a un acoplamiento lateral. Segundo, dado que se planteó como objetivo tener un mecanismo adaptable a diversos usuarios, lo cual se logra con el proceso de escalado ya presentado previamente, no resulta viable construir tres mecanismos distintos, más bien, la idea es lograr un mecanismo que pueda ser reconfigurado bajo las restricciones ya establecidas. Y tercero, evitar que el movimiento del mecanismo se salga del plano de interés.

Con base en lo anterior, el modelado inicia bajo la restricción de que el acoplamiento del mecanismo deberá ser por los costados del dedo, repartiendo equitativamente el peso y distribución de los eslabones con respecto a este. Además, con ello se buscaría evitar una posible tendencia a que la trayectoria generada salga del plano de diseño.

Se propone entonces disponer de una base rígida capaz de dar soporte a los pasadores fijos, la cual debe ajustarse y fijarse fácilmente a la mano o antebrazo del usuario. Para lograr dicho objetivo se propone una estructura base que pueda ser colocada en la zona palmar de la mano extendiéndose hacia la articulación de la muñeca. Dicha estructura se podría adaptar a una muñequera ortopédica convencional para efectuar la fijación a la mano.

Dado que el mecanismo debe acoplarse por los costados del dedo, se propone que el pasador b_0 se ubique entre el dedo índice y el dedo medio mientras que el pasador a_0 lo haga entre el dedo índice y el pulgar. Además, ya que el dispositivo deberá ajustarse a distintos tamaños de mano y por ende a distintos anchos de dedo, existe la necesidad de ajustar la distancia entre los planos de los pasadores fijos. Con base en estas restricciones, se proponen los diseños mostrados en las Figuras 5.11 y 5.12.

En la Figura 5.11 se muestra la relación entre la primera parte (A) de la estructura base propuesta para el mecanismo y su correspondencia con las zonas que ocuparían sobre la mano. Así, en la Figura 5.11a se resaltan tres regiones, en colores: verde, naranja y amarillo, las cuales estarían en contacto con las zonas III, IV y V (de la Figura 5.11 b) respectivamente. De igual forma se observa

cómo es que la localización del pasador b_0 queda limitada con respecto a las referencias A y B que facilitan la alineación de la base con respecto a la palma de la mano.

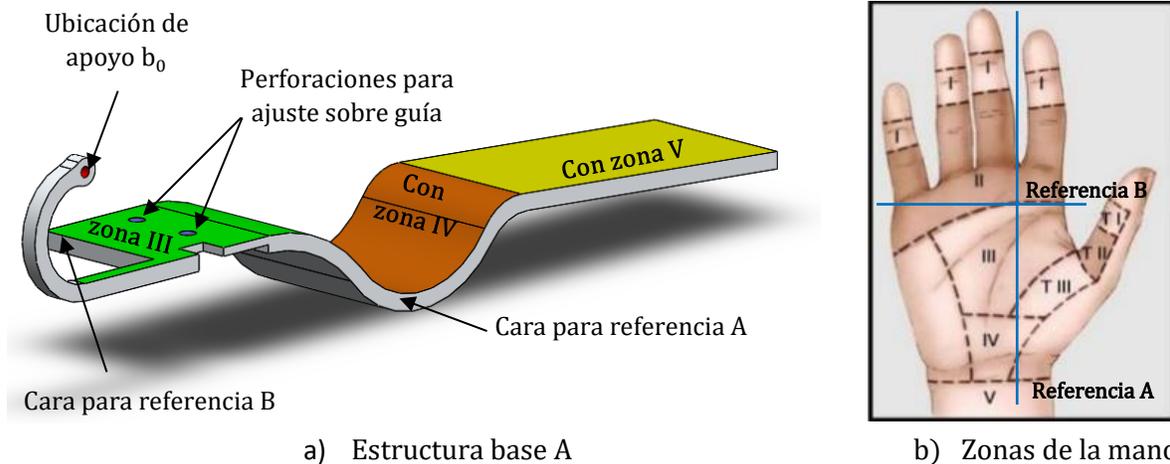


Figura 5.11 Base de soporte para mecanismo rehabilitador y relación de ubicación con respecto a las zonas de la mano

La imagen mostrada en la Figura 5.12a corresponde a la segunda parte (B) de la estructura base. En este modelo la zona resaltada en color amarillo corresponde a la región disponible para ubicar el sistema de actuación el cual respetaría en todo momento una distancia fija con respecto a la ubicación del apoyo a_0 . Por otra parte, para ajustar la distancia entre apoyos, se opta por una especie de guía hembra-macho (color verde) junto con una ranura para que, mediante el uso de tornillos, se puedan unir ambas estructuras, de tal forma que se genere el ensamble mostrado en la Figura 5.12b.

Respecto a los eslabones, con base en las dimensiones obtenidas para los tres mecanismos de la Figura 5.10, se puede ver que la mayor diferencia entre las longitudes requeridas para un mecanismo grande y uno pequeño se tiene en la manivela de entrada, siendo de aproximadamente 11.6 mm, que en comparación con las dimensiones del dedo índice puede considerarse pequeña.

Por esta razón se propuso modelar los eslabones con las dimensiones más grandes y para lograr una configuración para mano mediana y chica, se realizarían perforaciones a lo largo del elemento de tal forma que se pudiera cambiar la configuración del mecanismo mediante la reubicación de los pasadores (pernos) en la perforación correspondiente.

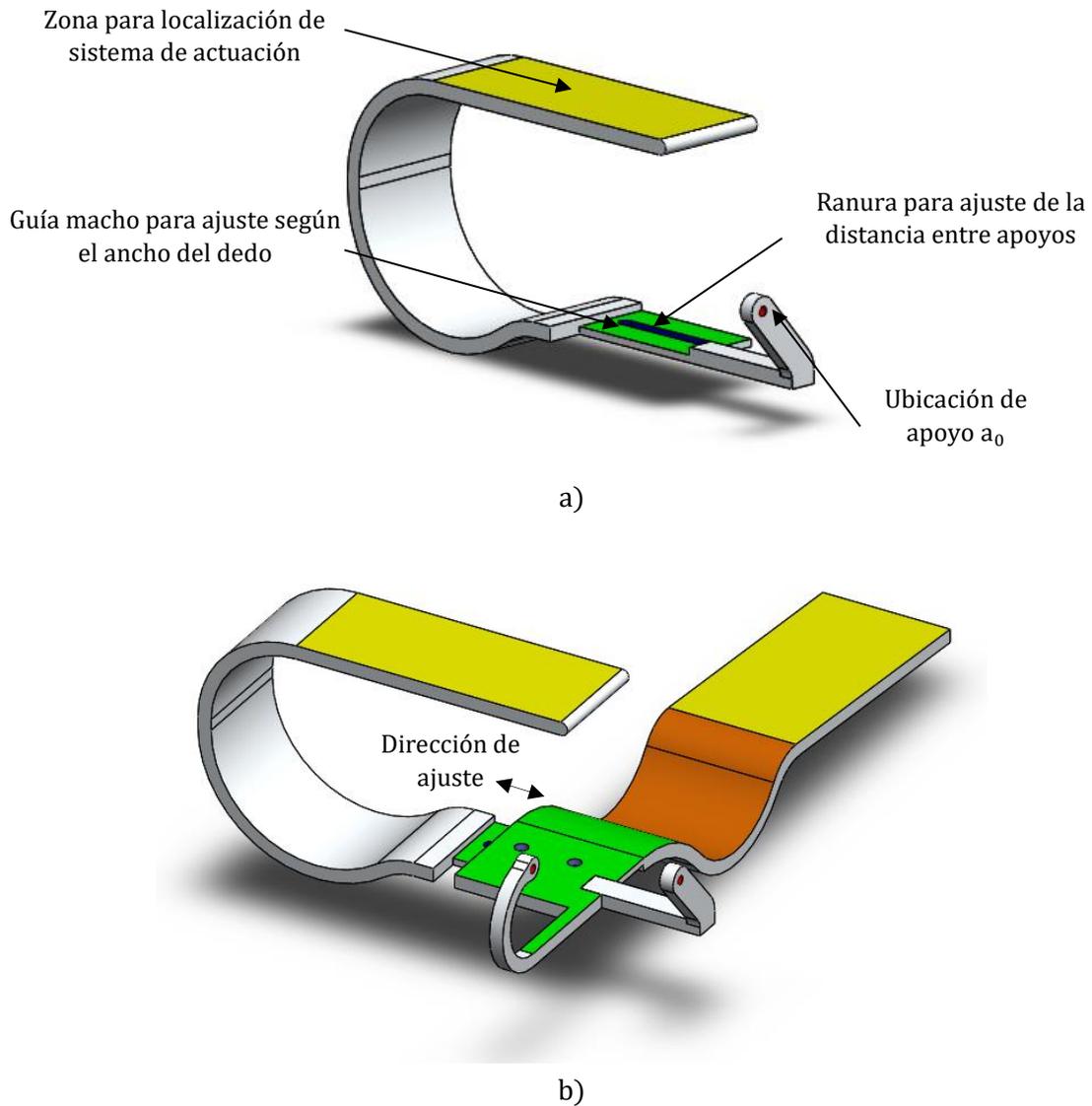


Figura 5.12 Estructuras base para soporte de mecanismo rehabilitador de dedo índice:
 a) Estructura de soporte B, b) Ensamble de estructuras para ajuste de distancia entre apoyos

En la Figura 5.13 se muestran los tres eslabones utilizados para lograr la configuración del mecanismo sintetizado. La Figura 5.13a corresponde a la manivela de entrada, que como se puede ver, en su extremo izquierdo posee tres perforaciones mediante las que se logra modificar la longitud requerida en cada mecanismo, esta misma situación se presenta con la manivela de salida (Figura 5.13b). Además, ambas manivelas están dispuestas de un perno saliente para poder acoplarlas con sus respectivos apoyos.

Por su parte el eslabón acoplador se modela bajo dos configuraciones con ligeras diferencias, debido a que es el elemento que permite la unión entre la manivela de entrada situada hacia el

pulgar y la manivela de salida adyacente al dedo medio. La Figura 5.13c representa el acoplador interno, en este caso las tres perforaciones resaltadas en uno de sus extremos corresponden al punto trazador que va acoplado con la falange distal del dedo, mientras que el perno saliente, en otro de sus extremos, se utiliza para unirlo con la manivela de entrada.

El acoplador externo de la Figura 5.13d no requiere del perno saliente, pero sí de seis perforaciones, tres de ellas correspondientes a la ubicación del pasador *b* y tres más para el punto trazador. Además, ambos acopladores están dispuestos de una saliente adicional (con una perforación común que no forma parte de la síntesis realizada) la cual tiene como función proporcionar rigidez al eslabón una vez que se realice el ensamble del mecanismo.

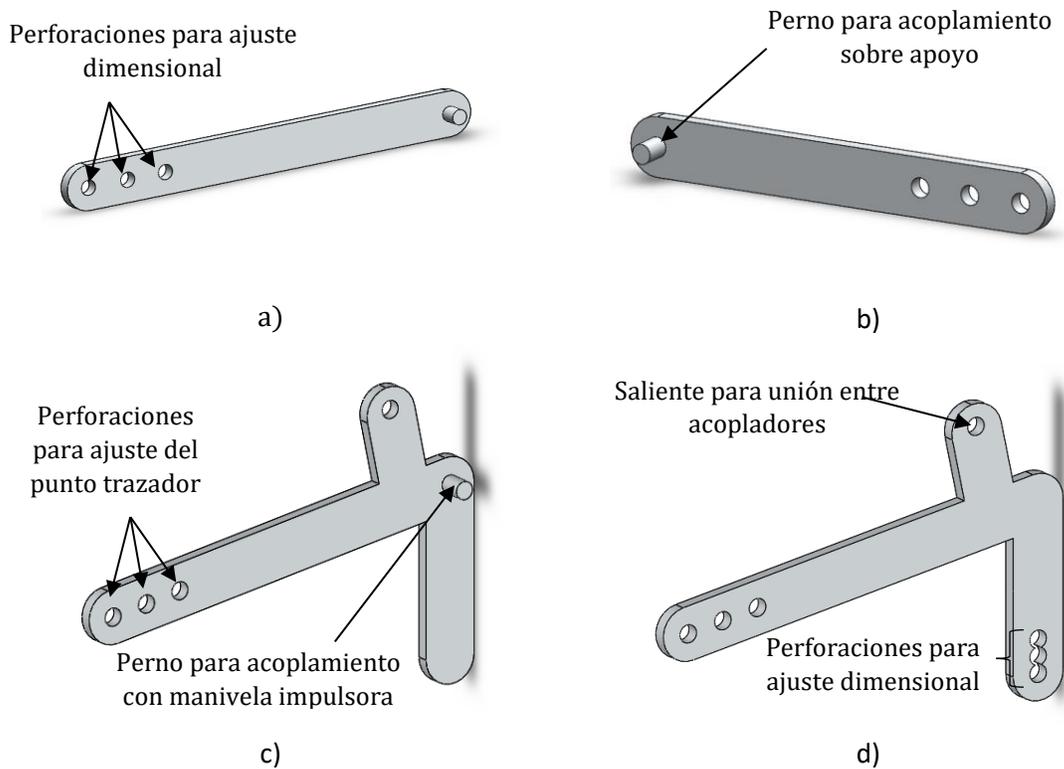


Figura 5.13 Eslabones del mecanismo de cuatro barras: a) manivela de entrada, b) manivela de salida, c) acoplador interno y d) acoplador externo

Como complemento a los eslabones del mecanismo, se modela un elemento más, el cual tiene como objetivo principal lograr la sujeción de la falange distal del dedo con el eslabonamiento, es decir, opera como el efector final en el punto trazador. Este componente está formado por una estructura rígida superior, con dos pernos salientes para articularlo con el acoplador, y una cinta de velcro inferior para facilitar su ajuste con el dedo (ver Figura 5.14)

Finalmente, para corroborar el cumplimiento de la FE del dedo a partir del mecanismo sintetizado, se elabora un ensamble representativo de un dedo promedio el cual se acopla con el mecanismo sintetizado bajo la configuración mostrada en la Figura 5.14. En dicha figura se puede observar que la articulación MTCF permanece alineada con el apoyo a_0 , mientras que la manivela de entrada hace lo mismo con la falange proximal. Además, el ensamble muestra la disposición de los elementos del mecanismo de tal forma que se eviten interferencias durante la generación del movimiento.

La Figura 5.14a corresponde a una vista lateral (desde el pulgar) en donde se aprecia que tanto el eslabón acoplador, cómo la base del apoyo a_0 se localizan detrás de la manivela. Luego en la Figura 5.14b se observa la otra vista lateral (desde el dedo medio), en dónde la estructura del apoyo b_0 y el eslabón acoplador quedan en el mismo plano, detrás del cual se ubica la manivela de salida.

Al observar la vista superior de la Figura 5.14c, correspondiente al lado dorsal de la mano, se puede ver que la unión entre los acoplamientos laterales (de los eslabones) se realiza a través del efector final y de un perno alineado con las salientes descritas en los elementos acopladores. De igual manera, es claro que la disposición dada al eslabonamiento no interfiere con ninguna de las falanges del dedo.

Luego con la vista inferior (lado palmar) de la Figura 5.14d se confirma la inexistente interferencia entre componentes del mecanismo, al mismo tiempo que se observa la sujeción de la falange con la cinta de velcro y el posible ajuste dimensional de las estructuras base, dependiendo del ancho del dedo.

Por último, en las imágenes de la Figura 5.15 se observan vistas laterales de la operación del mecanismo. La primera de ellas (5.15a) corresponde a la extensión máxima o posición inicial, en dónde las tres falanges del dedo permanecen alineadas. Las Figuras 5.15b y 5.15c muestra cómo se va desarrollando la flexión en las articulaciones interfalángicas, incrementando su rotación conforme la manivela impulsora del mecanismo se mueve en contra de las manecillas del reloj, hasta alcanzar la máxima flexión según se aprecia en la Figura 5.15d.

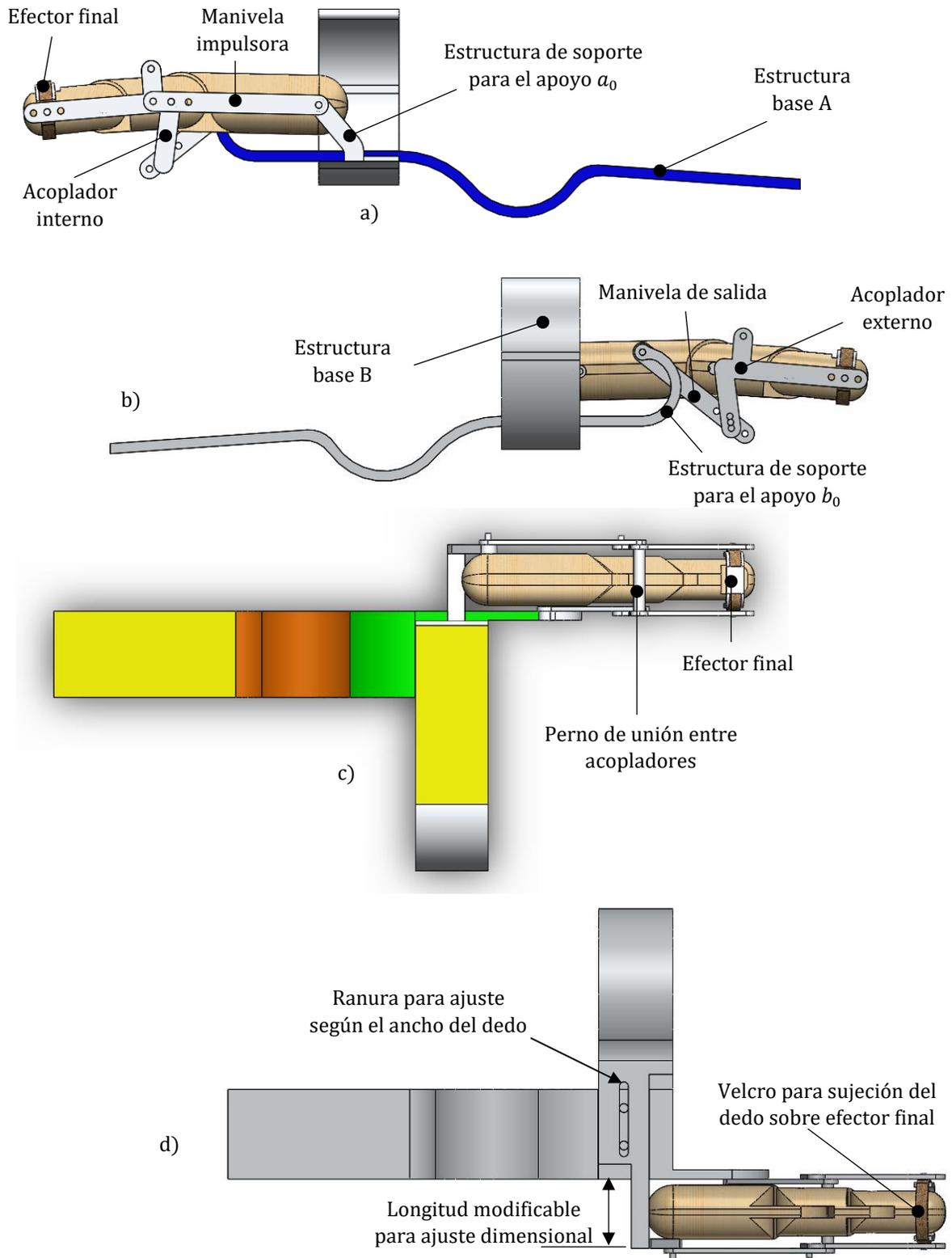


Figura 5.14 Ensamble de mecanismo rehabilitador del dedo índice con modelo de un dedo promedio:
 a) vista lateral izquierda, b) vista lateral derecha, c) vista superior y d) vista inferior

Cabe mencionar que dadas las restricciones de peso, para el diseño propuesto se considera el uso de aluminio, ya que es un material ligero y resistente. Además, los espesores de todos los componentes se propusieron en medidas estandarizadas de dicho material para facilitar su fabricación y respetando el espesor máximo ($e = 20\%$ del espesor del dedo). Con ello, se tendría un peso aproximado del mecanismo de 0.875 N, considerando las estructuras base. Las dimensiones de cada componente se encuentran disponibles en el Anexo D.

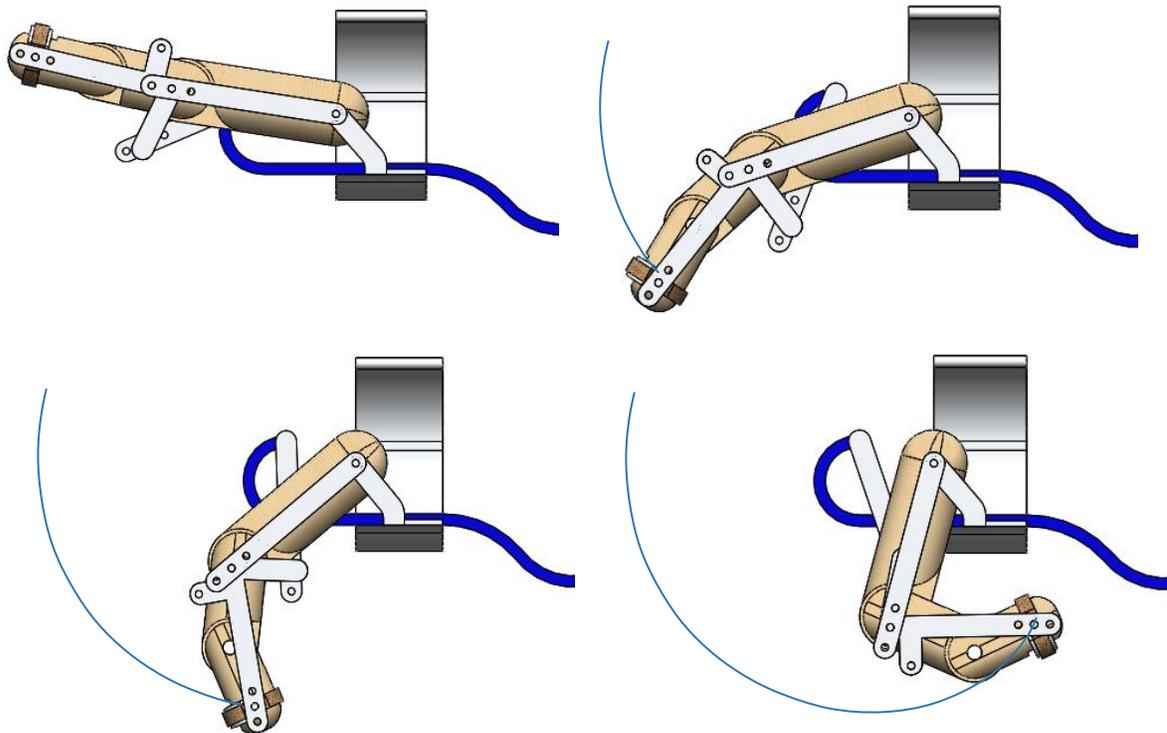


Figura 5.15 Vistas representativas de la operación del mecanismo rehabilitador de dedo índice junto con la trayectoria generada

5.2 Caso de estudio B: diseño de mecanismos planos para rehabilitación de dedos (post accidente cerebrovascular)

La segunda propuesta de diseño, al igual que la primera, también va enfocada a la rehabilitación de mano en personas que han sufrido un accidente cerebrovascular. Sin embargo, la diferencia principal consiste en considerar a todos los dedos de la mano y ver si el procedimiento propuesto también resulta viable en este caso.

5.2.1 Selección de criterios para el desarrollo del mecanismo

Tal y como se dijo en el capítulo previo, cuando se trata de diseñar mecanismos de rehabilitación para la mano, su mayor aplicación y desarrollo se enfoca en la recuperación de la movilidad de dicho miembro después de haber sufrido un accidente cerebrovascular.

En relación con las alternativas que se tienen para trabajar con los dedos a rehabilitar, autores como [15,18, 19, 37, 49, 56, 70 y 74] consideran que además del dedo índice es necesario incluir al pulgar en el diseño del dispositivo. Y en diseños como [48, 50, 53, 54, 59] ven factible la alternativa de no descartar a ningún dedo. Además, según lo citado en la sección 4.1, es posible trabajar con el diseño de uno o más mecanismos que logren rehabilitar a todos los dedos de la mano, por lo que esta es la segunda alternativa a desarrollar bajo el procedimiento de diseño propuesto.

Ahora bien, ya que se opta por trabajar con los cinco dedos, la primera cuestión a responder según lo planteado en el diagrama de la Figura 4.1, es si el movimiento de los dedos será proporcionado por más de tres módulos independientes. Para definir esta parte, retomando lo descrito en la sección 1.2.3 los elementos que participan en mayor medida en el desempeño de gran parte de las ADL son el dedo índice y el pulgar, complementándose con la participación del resto de los dedos [10]. Por dicha situación, un diseño factible es aquel que considere tanto al dedo índice como al pulgar en mecanismos independientes y que los dedos medio, anular y meñique se trabajen en conjunto.

Después, ya que el diseño involucra al pulgar, hay que decidir si éste requiere de AA. Si se busca que mediante la rehabilitación se logre el desarrollo de tareas que impliquen cierto grado de precisión, como sujetar un bolígrafo, una llave o algún objeto pequeño, con base en lo descrito en [10] la AA del pulgar se vuelve necesaria. Por lo tanto, la decisión en este punto es completamente

del diseñador, pero para los fines de ejemplificar el procedimiento de diseño, se opta por incluir el pulgar con AA.

Por su parte, como se indicó en el caso previo, cuando se trata de rehabilitar la FE del dedo índice lo más utilizado es hacerlo mediante un movimiento dependiente entre falanges, situación que aplica de igual forma para el resto de los dedos, a menos que sea una recomendación del terapeuta utilizar el movimiento independiente de las falanges. Además, dado que los dedos medio, anular y meñique trabajarán en un mismo conjunto (mecanismo) resultaría imposible obtener un control independiente de las articulaciones de dichos dedos, puesto que cada uno tiene longitudes distintas. En conclusión, el diseño encontrado al aplicar el diagrama de la Figura 4.1 es portátil. En la Figura 5.16 se resalta en colores verde y azul la ruta y decisiones tomadas que conducen al dispositivo descrito.

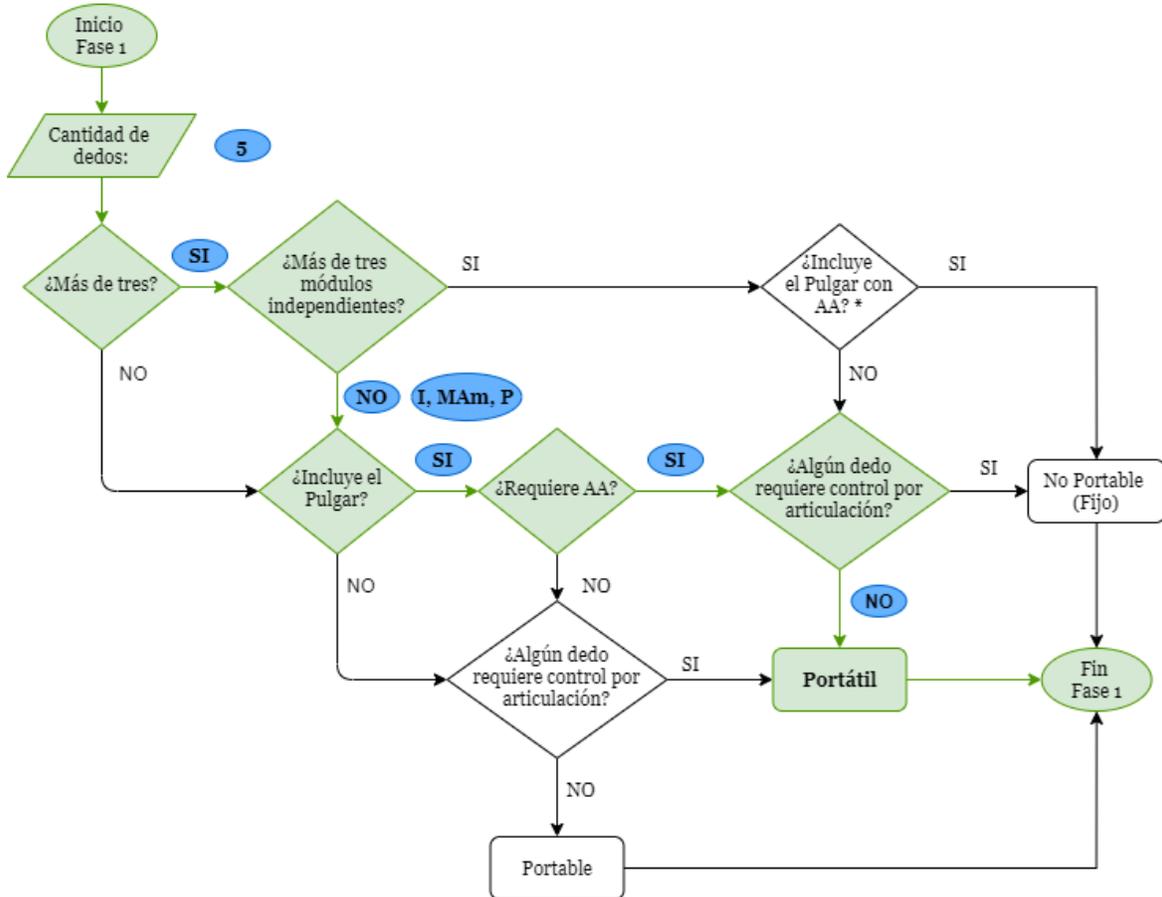


Figura 5.16 Ruta de selección para definir el tipo de dispositivo orientado a la rehabilitación de los cinco dedos de la mano

Posteriormente, en relación a la segunda fase del diseño (diagrama de la Figura 4.2) la primera etapa requiere especificar los dedos involucrados con base en la Tabla 4.1 y en consecuencia definir la cantidad de mecanismos a diseñar junto con sus GDL y GDM. Sin embargo, aun cuando la alternativa de trabajo no aparece en dicha tabla, la opción Ptt-3 sirve de guía para establecer los parámetros. Es decir, se tiene a los dedos índice y pulgar (independientes) y en vez de considerar al dedo medio como se indica en la opción Ptt-3, se cambia por la combinación propuesta (medio, anular y meñique), lo que implica modificar la cantidad de GDL de 3 a 9, por lo que deben diseñarse tres mecanismos distintos.

Una vez definida la cantidad de mecanismos, lo que resta es especificar los criterios de diseño para cada uno. En la Figura 5.17 se indica en color verde la ruta que permite realizar dicha tarea y se resaltan en colores: azul, morado y amarillo los valores de los criterios establecidos para los mecanismos que habrán de trabajar con: el dedo índice, la combinación de los dedos medio, anular y meñique y el pulgar, respectivamente.

Cabe mencionar que en el diagrama de la Figura 5.17, los criterios: físico y el ajuste dimensional no se puntualizan numéricamente (excepto el peso) debido a que los valores del largo y ancho de trabajo se definen una vez que se especifique la población objetivo, es decir, cuando se tenga la información de la antropometría. Sin embargo, sí se reporta la información necesaria para que conocidos los datos antropométricos, se puedan definir completamente dichos criterios.

Además, para completar la segunda fase del procedimiento hubo que referirse a los datos listados en las Tablas 4.2, 4.3 y 4.4, por lo que en los párrafos consecutivos se puntualiza como se obtuvo la información resumida y mostrada en la Figura 5.17.

Primero, para el criterio de fuerza, los valores que aparecen en la Figura 5.17 corresponden a los valores sugeridos en la Tabla 4.2. En los tres mecanismos se requiere la subactuación, por lo que el procedimiento propuesto indica aplicar la fuerza sobre la falange distal del dedo, permaneciendo ortogonal al movimiento que desarrolla dicha falange durante el trayecto del movimiento de rehabilitación. Por otra parte, debido a que el mecanismo 2 se diseña para propiciar el movimiento conjunto de tres dedos, la fuerza establecida corresponde a la sumatoria de las fuerzas de cada dedo.

Luego, para definir el RM para los tres mecanismos hay que referirse a los datos concentrados en la Tabla 4.3, tal y como se realizó en el caso de estudio previo. Sin embargo, aquí hay que tener dos situaciones en mente: la primera es que para el caso el mecanismo 2, los valores de

movimiento articular para los dedos medio, anular y meñique deben coincidir puesto que su movimiento será simultáneo y la segunda es que para el pulgar se considera junto con la FE el movimiento de AA en la articulación CMC.

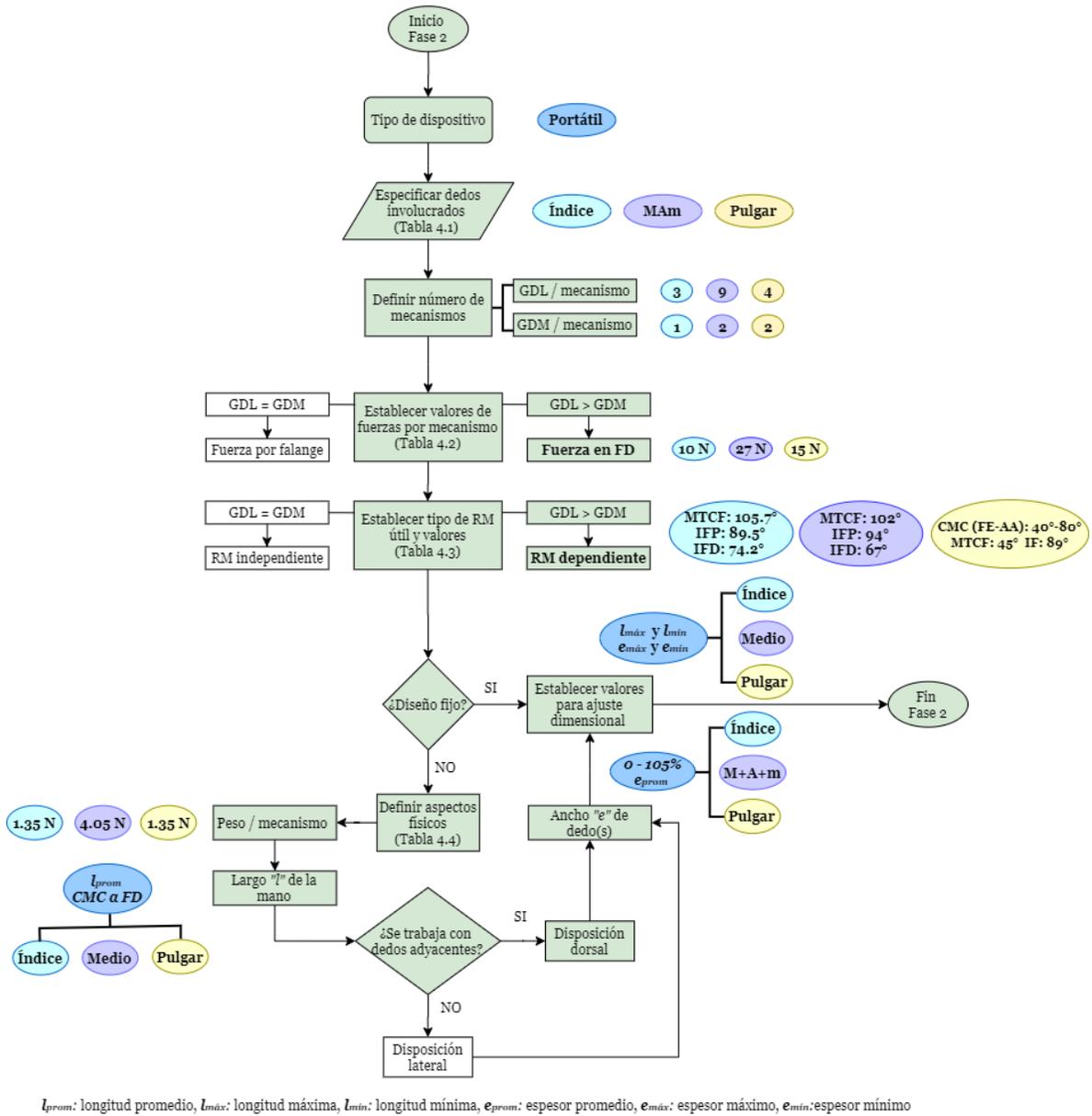


Figura 5.17 Criterios seleccionados para el desarrollo de los mecanismos planos a utilizar en un dispositivo de rehabilitación de dedos

Por otra parte, dado que en los tres casos se trata de mecanismos subactuados, se puede recurrir a la alternativa más utilizada en la literatura que indica diseñar mecanismos de elemento

terminal, controlando el trayecto de la punta del dedo. En tal caso para el mecanismo 1, se puede utilizar un planteamiento semejante al caso de estudio previo, es decir el trayecto de *rizo*.

Sin embargo, para el conjunto de los dedos medio anular y meñique, al no ser completamente coincidentes (en lo que a longitud de falanges se refiere), puede tomarse como base el trayecto de la punta del dedo medio, situación que resulta de analizar un poco la forma en que se presenta la FE simultánea de estos tres dedos. Generalmente cuando se flexionan al mismo tiempo los tres dedos descritos, las falanges de los dedos medio y anular describen un movimiento prácticamente paralelo [15], lo cual difícilmente ocurre con el dedo meñique, al ser el dedo más pequeño.

A pesar de ello, es posible reproducir de forma aceptable la FE del dedo meñique al acoplar la falange distal de este dedo, con las falanges medias de los dedos anular y medio, algo semejante a lo ocurrido en [4, 72 y 74] por lo que se sugiere utilizar esta alternativa en el diseño del mecanismo.

En referencia al pulgar, dado que los movimientos requeridos de FE y AA se ejecutan en planos distintos (ortogonales), si se desea tener un control independiente de ambos movimientos, primero debe ejecutarse un movimiento y posteriormente el otro. Puesto que la finalidad del presente procedimiento está enfocada en la FE de los dedos, el mecanismo debe diseñarse anteponiendo dicho movimiento sobre la AA.

Derivado de lo anterior, el plano de trabajo principal para el mecanismo 3 será el de la FE del pulgar, es decir paralelo a la palma de la mano. Y para ejecutar la AA en la articulación CMC, se recomienda hacerlo con el dedo en posición de extensión.

Ahora bien, para lograr ambos movimientos en la articulación CMC, según lo observado en el estado del arte [14, 20], lo recomendable es que uno de los pasadores fijos del mecanismo plano para la FE coincida con la articulación CMC del pulgar, de tal forma que, una vez ejecutada la FE, dicha articulación impulse al dedo para lograr la AA. Es decir, en la ubicación de la articulación CMC el mecanismo a desarrollar tendría una junta de doble revoluta o un par de juntas de revoluta. Bajo dicho planteamiento, se tendrá que definir la curva generada por la FD del pulgar durante la FE y la AA se limita con la definición del RM en la articulación descrita.

Posteriormente, para definir los aspectos físicos de los mecanismos según lo indica el diagrama de la Figura 4.2, hay que establecer el peso, el largo y el ancho de trabajo. Con base en las recomendaciones de la Tabla 4.4 se sugiere que los mecanismos 1 y 3 no excedan el peso límite

de 1.35 N cada uno, mientras que en el caso del mecanismo 2, el peso límite es de 4.05 N (ya que incluye tres dedos).

Para el largo y ancho de trabajo, el procedimiento indica definirlos con base en las medidas antropométricas de la población objetivo y siguiendo las recomendaciones de la Tabla 4.4. El largo de trabajo para los tres mecanismos se considera desde la articulación CMC hasta la punta del dedo. Pero debido a que el mecanismo 2 incluye a tres elementos, el largo estará definido por el dedo de mayor longitud (medio).

Luego, para establecer el ancho de trabajo se debe analizar si existen mecanismos en dedos adyacentes, pues con base en ello se define la disposición del mecanismo. Bajo tal planteamiento, los tres mecanismos deben tener disposición dorsal. Además, para el ancho de trabajo del mecanismo 2 hay que sumar los anchos de los tres dedos involucrados y con base en ello seguir la recomendación de la Tabla 4.4. Por lo tanto, para los tres mecanismos a desarrollar se dispone de un 5% adicional al ancho de los dedos.

Como ya se estableció, el dispositivo de rehabilitación está pensado para personas adultas que sufrieron de un accidente cerebrovascular. Pero debido a que las medidas antropométricas son distintas a nivel mundial, es necesario especificar la población objetivo e identificar si se cuenta con la información requerida para establecer las dimensiones descritas. En caso contrario deberá recabarse dicha información a partir de una muestra significativa.

Finalmente, para considerar el criterio de ajuste dimensional, puesto que se utiliza el enfoque de control de elemento terminal en los tres mecanismos, nuevamente, con base en la antropometría considerada se deberán establecer valores mínimos y máximos tanto de largo como de ancho de trabajo, para obtener los mecanismos que permitan adaptar el dispositivo de rehabilitación a distintos usuarios.

A manera de resumen, en la Tabla 5.2 se concentran los criterios de diseño establecidos a partir del procedimiento propuesto en el presente escrito, para el desarrollo de tres mecanismos planos distintos que en conjunto pueden ser aplicados en el diseño de un dispositivo de rehabilitación de dedos, para personas que sufrieron un accidente cerebrovascular.

Tabla 5.2 Criterios de diseño para el desarrollo de mecanismos planos aplicables a un dispositivo de rehabilitación de dedos

Criterio		Mecanismo 1 Dedo índice	Mecanismo 2 - Dedos: Medio-Anular-meñique	Mecanismo 3 Pulgar
GDL		3	9	4
GDM		1	2	2
Fuerza		10 N \perp FD	27 N \perp FD	15 N \perp FD
RM máximo		MTCF: 105.7° IFP: 89.5° IFD: 74.2°	MTCF: 102° IFP: 94° IFD: 67°	CMC (FE-AA): 40°-80° MTCF: 45° IF: 89°
Físico máximo	Peso	1.35 N	4.05 N	1.35 N
	Largo	l_{prom} De CMC a FD	l_{prom} De CMC a FD (dedo medio)	l_{prom} De CMC a FD
	Ancho	0 a 105% de e_{prom}	0 a 105% de $e_{prom} = M + A + m$	0 a 105% de e_{prom}
Ajuste dimensional		$l_{mín}$ y $l_{máx}$ $e_{mín}$ y $e_{máx}$	$l_{mín}$ y $l_{máx}$ $e_{mín}$ y $e_{máx}$ (dedo medio)	$l_{mín}$ y $l_{máx}$ $e_{mín}$ y $e_{máx}$

Después de aplicar el conjunto de criterios de diseño mediante el uso de los diagramas de flujo y obtener al menos una solución potencial de un mecanismo plano para su aplicación en dispositivos de rehabilitación de dedos, se verifica la viabilidad del procedimiento de diseño mecánico propuesto en este trabajo de investigación.

Además, al establecer los criterios para el diseño de los mecanismos planos a utilizar en un segundo dispositivo de rehabilitación, se evidencia que el procedimiento propuesto resulta útil bajo distintos requerimientos.

Resultados

Con base en el uso del conjunto de criterios de diseño establecido mediante el análisis del estado del arte, se obtuvo un mecanismo plano aplicable en la rehabilitación del dedo índice orientado a personas que sufrieron un accidente cerebrovascular.

Adicionalmente se logró una segunda propuesta conceptual, estableciendo los criterios para el desarrollo de tres mecanismos que pueden ser utilizados para el diseño de un dispositivo de rehabilitación orientado a la misma problemática, pero con la posibilidad de incluir todos los dedos de la mano. Para ello se propuso un mecanismo para el pulgar, otro para el dedo índice y un tercero para la combinación de los dedos medio, anular y meñique.

Para el primer caso de estudio, después de aplicar la propuesta para el diseño mecánico del dispositivo y definir numéricamente los criterios de diseño, se realizó un proceso de optimización dimensionando un eslabonamiento de cuatro barras que puede ser utilizado en un dispositivo de rehabilitación adaptable a distintos usuarios.

El mecanismo obtenido se orientó para un dispositivo portable. Se trata de un diseño subactuado con 3 GDL y 1 GDM, capaz de reproducir los movimientos de flexión y extensión mediante la generación de una trayectoria tipo rizo, en la que se activan las articulaciones MTCTF e interfalángicas del dedo.

Debido a que el mecanismo debía ser aplicado a un dispositivo capaz de ajustarse a distintos usuarios, hubo que sintetizar el eslabonamiento de tal forma que cumpliera con dicho requisito. Se trabajó inicialmente con un generador de trayectoria promedio o estándar, el cuál fue optimizado considerando la fuerza requerida en la rehabilitación y el RM de las articulaciones anatómicas del dedo. Después de un proceso iterativo para la síntesis dimensional, se obtuvo un mecanismo viable para su aplicación en el dispositivo de rehabilitación del dedo índice.

Posteriormente, tomando como referencia el mecanismo estándar, se efectuó un procedimiento de escalado para garantizar su uso en tres tipos de usuarios; con tallas de mano chica, mediana y grande. Este escalado básicamente consistió en modificar las longitudes entre las juntas cinemáticas del eslabonamiento, de tal forma que se lograra reproducir la trayectoria de rizo manteniéndose las restricciones de fuerza y RM.

Finalmente, mediante el modelo conceptual en el que se realiza el acoplamiento del mecanismo con el dedo que habrá de rehabilitar, se confirma la correcta operación de este. Es decir, se logra reproducir casi fielmente la trayectoria de rizo manteniendo la fuerza mínima requerida para la rehabilitación, al tiempo que se activan las tres articulaciones anatómicas del dedo dentro del RM natural.

En la Tabla 6.1 se muestran las características dimensionales del mecanismo plano sintetizado. Sin embargo, aunque se reportan tres conjuntos de dimensiones, la configuración original se mantiene, pues el ajuste dimensional se logra mediante la reubicación de los pasadores móviles a y b y del efector final (punto q) en la punta del dedo. Con ello se tienen tres mecanismos distintos en un solo. En la Figura 6.1 se presenta la configuración del mecanismo para una mano grande y las curvas en color verde, rojo y azul correspondientes a las tallas de mano chica, mediana y grande, respectivamente.

En referencia a las curvas logradas, se consideran como manos chica, mediana y grande aquellas con longitudes (medidas entre la articulación MTCF y la punta del dedo índice) de 78 mm, 86 mm y 95 mm, respectivamente.

Tabla 6.1 Dimensiones de los eslabones del mecanismo de cuatro barras generador de trayectoria

Tamaño de mano	Longitudes de eslabones [mm]				
	Entrada a_0a	Salida b_0b	Acoplador ab	Acoplador aq	Acoplador bq
Chica	40.59	30.05	15.13	34.51	34.69
Mediana	46.07	35.66	17	38.77	38.98
Grande	51.59	41.46	18.87	43.04	43.27

De igual forma en la Figura 6.2 se observa la variación en la fuerza proporcionada por el mecanismo durante un ciclo de operación que inicia con el dedo completamente extendido, hasta lograr la flexión máxima. La curva en color verde corresponde a la configuración del mecanismo para una mano chica, mientras que las curvas en colores rojo y azul representan a las configuraciones de mano mediana y grande, respectivamente.

Como puede apreciarse en los gráficos de la Figura 6.2, en ninguna de las tres configuraciones se es posible mantener constante la magnitud de la fuerza proporcionada para la rehabilitación. Sin embargo, sí se garantiza que dicho valor esté por arriba del mínimo aceptable para rehabilitación que es de 6 N. También se puede observar que el valor propuesto de 10 N es alcanzado prácticamente al final del recorrido de la trayectoria y que, al inicio de esta, se logra poco más del 80% de la fuerza.

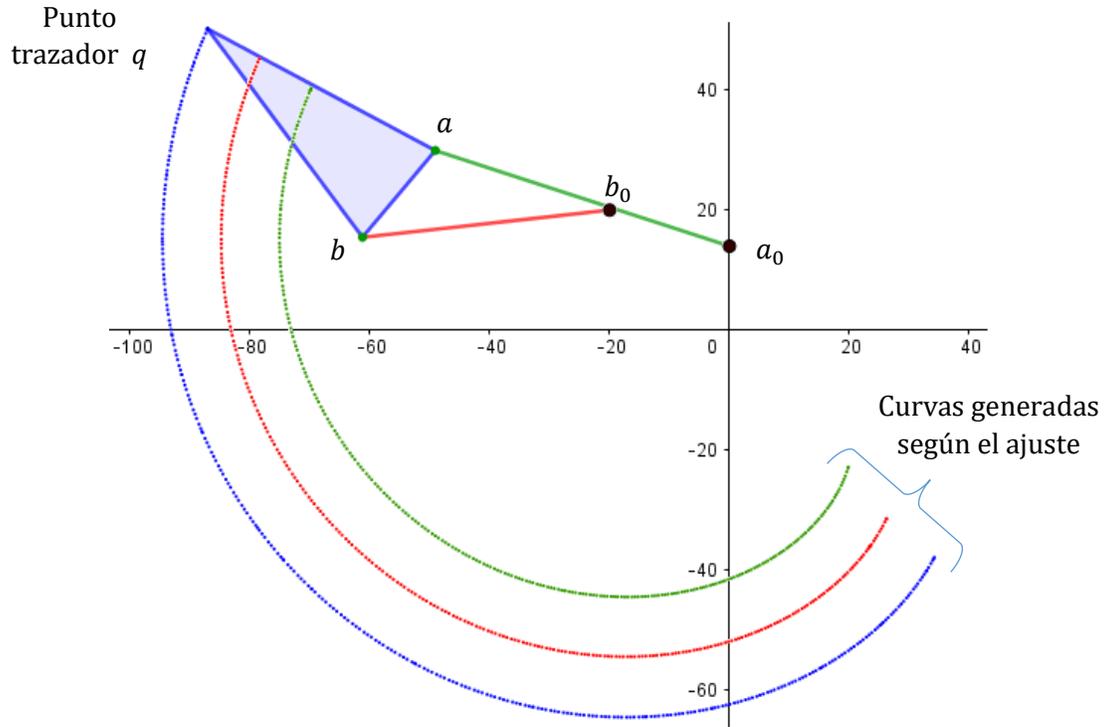


Figura 6.1 Mecanismo para dispositivo rehabilitador del dedo índice, ajustable a tres tallas de mano: chica, mediana y grande

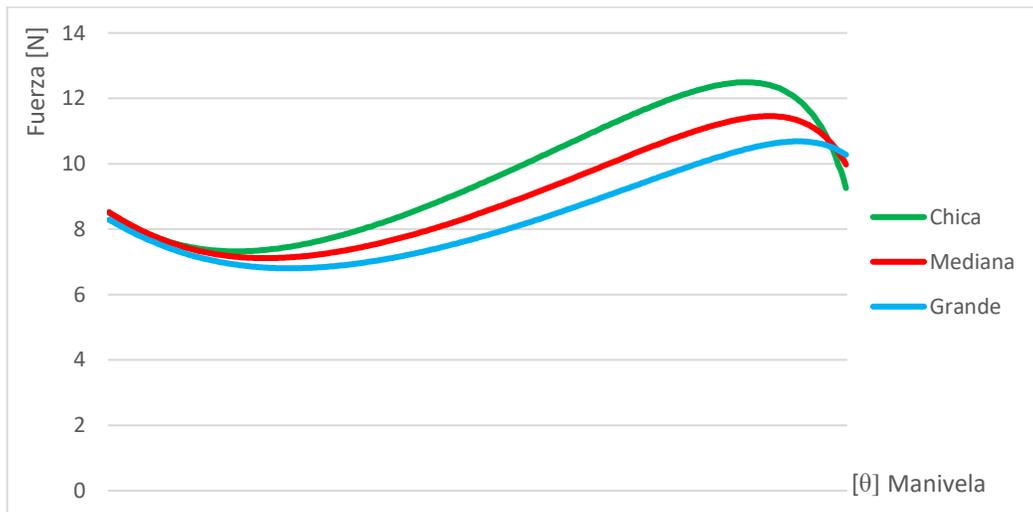


Figura 6.2 Variación de la magnitud de la fuerza proporcionada por el mecanismo rehabilitador durante un ciclo de trabajo, para las tres configuraciones propuestas

Conclusiones

A partir de la información recopilada en el estado del arte se identificaron quince criterios principales de diseño utilizados en el desarrollo de dispositivos de rehabilitación de mano, bajo diversas perspectivas o enfoques de diseño.

El accidente cerebrovascular es la enfermedad principal que requiere del uso de dispositivos de rehabilitación de miembro superior. Por lo mismo nueve de cada diez diseños de los dispositivos estudiados, se enfocan en abordar dicha problemática.

Para rehabilitar la mano, lo primordial es restituir los movimientos de flexión y extensión, mientras que los movimientos de abducción-aducción se consideran complementarios debido a que tienen un efecto mínimo en el desarrollo de las actividades cotidianas. Además, al incluir estos últimos movimientos el diseño del dispositivo se vuelve más complicado y no mejora significativamente el desarrollo de las actividades de la vida diaria.

Para reproducir los movimientos de flexión y extensión en la terapia de rehabilitación de la mano, el medio más utilizado es el diseño de mecanismos formados por elementos rígidos capaces de transmitir tanto movimiento, como fuerza desde un sistema de actuación hasta las articulaciones y falanges de los dedos.

Con el análisis de la información recabada para los criterios de diseño identificados en la literatura, se evaluó la influencia que tienen en el diseño mecánico del dispositivo de rehabilitación y con base en ello se descartaron dos criterios (costo y velocidad).

Al estudiar los trece criterios restantes, se logró agruparlos en tres categorías relacionadas con la movilidad, la configuración física y otras características del dispositivo. Después de analizar la dependencia existente entre varios de ellos, se redujo el listado a siete criterios fundamentales para el diseño de los mecanismos planos que forman parte del dispositivo de rehabilitación.

Los criterios con mayor relevancia en la mayoría de los diseños consultados son los que definen la movilidad del mecanismo, es decir, los grados de libertad, grados de movilidad, rango de movimiento y fuerza, acompañados de la portabilidad. En segunda instancia se tienen los criterios referidos a la configuración física del dispositivo.

Se realizó la propuesta de una guía para el diseño mecánico del dispositivo mediante la aplicación de un diagrama de flujo que permite puntualizar los criterios para la obtención del mecanismo plano aplicable al dispositivo de rehabilitación.

Al utilizar el conjunto de criterios fundamentales incluidos en el procedimiento de diseño propuesto, se obtuvo un mecanismo aplicable en el diseño de un dispositivo de rehabilitación para el dedo índice, evitando etapas de rediseño, por lo que se comprobó la viabilidad del presente trabajo de investigación.

Aun cuando no fue posible comparar directamente el diseño del mecanismo desarrollado en este escrito con algún diseño reportado en la literatura, se obtuvo una configuración cinemática poco aplicada en la activación de las tres articulaciones del dedo índice, misma que cumple con los requerimientos de fuerza y tiene la capacidad de adaptarse a tres tamaños de dedo.

Con la propuesta de un segundo caso de estudio se ratificó que, al aplicar el procedimiento de diseño propuesto, es posible definir los criterios para el desarrollo de mecanismos planares que puedan ser aplicados a dispositivos de rehabilitación que incluyan a los distintos dedos de la mano.

El conjunto de criterios de diseño mecánico aquí propuesto puede ser utilizado a nivel internacional como una referencia de los criterios más relevantes para el desarrollo de dispositivos de rehabilitación de dedos que involucren movimientos de flexión-extensión y posible abducción-aducción complementaria en el pulgar.

Debido a que el planteamiento de los criterios proviene de un análisis de la literatura que incluye una variedad importante de dispositivos de rehabilitación de mano, se convierte en una herramienta valiosa para los diseñadores o investigadores que no son expertos en la materia y pretenden desarrollar dispositivos de rehabilitación de dedos, ya que les proporciona los elementos fundamentales del diseño mecánico del dispositivo.

Con el uso de los criterios mediante las fases de diseño propuestas, se logra orientar el desarrollo del mecanismo plano conforme a los requerimientos de la rehabilitación, sin la necesidad de involucrar aspectos poco relevantes en el diseño mecánico, que puedan conducir a etapas de prueba y error que deriven en retrasos en el diseño del dispositivo.

Según la problemática que se pretenda abordar, para efectuar una adecuada rehabilitación de la mano y lograr que esta recupere sus capacidades de movilidad y fuerza, es necesario puntualizar los dedos involucrados dentro del desarrollo del dispositivo. Ya que de ello dependerá en gran medida la selección de la mayoría de los criterios durante las fases del desarrollo del mecanismo.

La portabilidad es uno de los criterios con impacto importante en los dispositivos de rehabilitación, pues los diseños que han presentado mejores resultados son precisamente los portables, ya que pueden ser utilizados mientras el usuario se desplaza de un lugar a otro, con lo que los ejercicios terapéuticos pueden ser acompañados o complementados al desarrollar las actividades cotidianas.

Bajo la tendencia marcada por los diseños más recientes y teniendo en mente la portabilidad del dispositivo, la subactuación se vuelve necesaria, si no es que casi obligatoria. Para ello es de gran utilidad estudiar la dependencia de los movimientos entre las falanges de los dedos.

Como consecuencia de la diversidad antropométrica a nivel mundial, el diseño mecánico del dispositivo debe garantizar la posibilidad de realizar ajustes en las dimensiones del mecanismo, e incluso en los intervalos de movimiento articular, para poder abarcar un mayor número de usuarios potenciales.

El conjunto de criterios propuesto se estableció con base en los diseños tecnológicos de los últimos veinte años, por lo que en caso de existir una nueva tendencia que involucre mejoras importantes en la parte mecánica de los dispositivos, habrá que estudiar la pertinencia de la inclusión de algún otro u otros criterios en el conjunto aquí propuesto.

El enfoque utilizado para delimitar el conjunto de criterios se orientó de tal forma que pudieran pasarse por alto aspectos con un impacto mínimo o nulo en el diseño mecánico del dispositivo. Por ello, el conjunto final de criterios no puede ser considerado absoluto, pero si el primero de su tipo para el desarrollo de mecanismos planares para rehabilitación de dedos.

Trabajo futuro

El conjunto de criterios propuesto en la presente investigación fue utilizado para proponer dos casos de estudio, sin embargo, solo uno de ellos fue desarrollado hasta concluir su modelado en software de diseño. Por lo cual se sugiere que el segundo caso de estudio se pueda complementar hasta una etapa semejante y ratificar que con los criterios establecidos para el desarrollo de los mecanismos planos es posible llevar a cabo el diseño del dispositivo de rehabilitación planteado.

En el diseño del mecanismo para el dedo índice se consideró la configuración de un eslabonamiento de cuatro barras para cumplir con la generación de trayectoria y la restricción de fuerza. Sería útil probar con una configuración distinta, por ejemplo, un mecanismo manivela biela corredera y en caso de obtener un mecanismo viable contrastar los resultados obtenidos en ambos casos. Con ello se podría mejorar el diseño propuesto o al menos tener dos variantes para el mismo caso de estudio.

Otra variante que puede ser considerada en el desarrollo del mecanismo sintetizado es el ajuste del RM, esto pensando en que el usuario (paciente) puede tener problemas de movimiento limitado al inicio de la rehabilitación. Bajo este enfoque podría optimizarse el mecanismo de tal forma que el RM sea gradual conforme se avanza en las etapas de la rehabilitación.

Referencias

- [1] J. Wang, J. Li, Y. Zhang y S. Wang, "Design of an Exoskeleton for Index Finger Rehabilitation", de *31st Annual International Conference of the IEEE EMBS*, Minneapolis, Minnesota, USA, September 2-6, 2009.
- [2] A. Wege y G. Hommel, "Development and Control of a Hand Exoskeleton for Rehabilitation of Hand Injuries", de *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, August 2-6, 2005.
- [3] I. Sarakoglou, N. Tsagarakis y D. Caldwell, "Occupational and physical therapy using a hand exoskeleton based exerciser", de *IEE/RSJ International Conference on intelligent Robots and Systems*, Sendai, Japan, September 28-October 2, 2004.
- [4] M. Mulas, M. Folgheraiter y G. Gini, "An EMG-controlled Exoskeleton for Hand Rehabilitation", de *IEEE 9th International Conference on Rehabilitation Robotics*, Chicago, IL, USA, June 28 - July 1, 2005.
- [5] U. A. Shafi, A. Pervez, F. A. Kamal, R. Ejaz, U. S. Khan y J. Iqbal, "Design and Fabrication of an Actuated Hand Exoskeleton for Stroke and Post Traumatic Rehabilitation", de *International Conference on Innovations in Engineering and Technology*, Bangkok, Thailand, December 25-26, 2013.
- [6] E. T. Wolbrecht, D. J. Reinkensmeyer y A. Perez-Gracia, "Single Degree-of-Freedom Exoskeleton Mechanism Design for Finger Rehabilitation", de *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*, Zurich, Switzerland, June 29 - July1, 2011.
- [7] L. Lucas, M. DiCicco y Y. Matsuoka, "An EMG-Controlled Hand Exoskeleton for Natural Pinching", *Journal of Robotics and Mechatronics*, vol. 16, n^o 5, pp. 482-488, 2004.
- [8] S. Moromugi, T. Ishimatsu, H. Matsui, T. Ikeda, M. Mizuta y T. Koga, "An electrical prehension orthosis operated through activity of mastication muscle", de *SICE Annual Conference*, Taipei, Taiwan , August 18-21, 2010.
- [9] Y. Fu, P. Wang y S. Wang, "Development of a Multi-DOF Exoskeleton Based Machine for Injured Fingers", de *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, Nice, France, September 22-26, 2008.
- [10] N. Palastanga, D. Field y R. Soames, *Anatomía y movimiento humano: estructura y funcionamiento*, Barcelona: Paidotribo, 2000.
- [11] "Biblioteca Nacional de Medicina de los EEUU", 2015. [En línea]. Disponible: <https://www.nlm.nih.gov/medlineplus/spanish/ency/images/ency/fullsize/19089.jpg>. [Último acceso: 4 Abril 2016].
- [12] University of UTAH Health Care", 2015. [En línea]. Disponible: <http://healthcare.utah.edu/healthlibrary/related/doc.php?type=85&id=P04014>. [Último acceso: 3 Abril 2016].

- [13] Y. Youm, T. Gillespie, A. Flatt y B. Sprague, "Kinematic investigation of normal MCP joint", *Journal of Biomechanics*, vol. 11, n° 3, pp. 109-118, 1978.
- [14] Y. Fu, F. Zhang, S. Wang y Q. Meng, "Development of an Embedded Control Platform of a Continuous Passive Motion Machine", de *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, Beijing, China, October 9 - 15, 2006.
- [15] M. N. A. Ab Patar, T. Komeda, C. Yee Low y J. Mahmud, "System integration and control of finger orthosis for post stroke rehabilitation", *Procedia Technology*, vol. 15, pp. 756-765, 2014.
- [16] G. Salas-López, O. Sandoval-González, I. Herrera-Aguilar, A. Martínez-Sibaja, O. Portillo-Rodríguez y A. Vilchis-González, "Design and development of a planar robot for upper extremities rehabilitation with visuo-vibrotactile feedback", *Procedia Technology*, vol. 3, pp. 147-156, 2012.
- [17] J. J. Pascual García, "Rehabilitacion de la mano". 2012.
- [18] L. A. Martínez, O. O. Olaloye, M. V. Talarico, S. M. Shah, R. J. Arends y B. F. BuSha, "A Power-assisted Exoskeleton Optimized for Pinching and Grasping Motions", de *IEEE Annual Northeast Bioengineering Conference*, New York, NY, March 26-28, 2010.
- [19] J. Li, R. Zheng, Y. Zhang y J. Yao, "iHandRehab: an Interactive Hand Exoskeleton for Active and Passive Rehabilitation", de *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*, Zurich, Switzerland, June 29 - July 1, 2011.
- [20] A. Chiri, F. Giovacchini, N. Vitiello, E. Cattin, S. Roccella, F. Vecchi y M. Carrozza, "HANDEXOS: towards an exoskeleton device for the rehabilitation of the hand", de *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, St. Louis, USA, October 11-15, 2009.
- [21] Secretaría de Salud. En México se registran alrededor de 170 mil infartos cerebrales. Comunicado. Gobierno de México. Prensa, Octubre, 2019.
- [22] T. Worsnopp, M. Peshkin, J. Colgate y D. Kamper, "An Actuated Finger Exoskeleton for Hand Rehabilitation Following Stroke", de *IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics*, Noordwijk, Netherlands, June 12-15, 2007.
- [23] "National Institute of Neurological Disorders and Stroke", 2015. [En línea]. Disponible: http://espanol.ninds.nih.gov/trastornos/lesion_de_la_medula_espinal.htm. [Último acceso: 16 Febrero 2016].
- [24] H. I. Baqapuri, H. A. Nizami, S. Siddiqui, J. Iqbal y U. Shahbaz, "Prefabrication design of an actuated exoskeleton for traumatized and paralytic hands", de *(ICRAI) International Conference on Robotics and Artificial Intelligence*, Rawalpindi, Punjab, Pakistan, October 22-23, 2012.
- [25] "Multiple Sclerosis Foundation", 2000-2012. [En línea]. Disponible: <http://es.msfocus.org/what-is-multiple-sclerosis.aspx>. [Último acceso: 16 Febrero 2016].

- [26] "Biblioteca Nacional de Medicina de los EEUU", 2015. [En línea]. Disponible: <https://www.nlm.nih.gov/medlineplus/spanish/ency/article/001190.htm>. [Último acceso: 17 Febrero 2016].
- [27] "National Institute of Neurological Disorders and Stroke", 2015, [En línea]. Disponible: http://espanol.ninds.nih.gov/trastornos/tunel_carpiano.htm. [Último acceso: 17 Febrero 2016].
- [28] K. Yang y H. Zhang, "A comparison of Triz and Axiomatic Design", de *First International Conference on Axiomatic Design*, Cambridge, MA, June 21-23, 2000.
- [29] J. A. Aguilar-Zambrano, M. d. C. González-Cruz y E. Gómez-Senent, "El Diseño Axiomático: Oportunidades para el trabajo multidisciplinar en el diseño de productos", de *XI Congreso Internacional de Ingeniería De Proyectos*, Septiembre 26-28, 2007.
- [30] G. Huang, *Design for X: Concurrent Engineering Imperatives*, Londres: Chapman & Hall, 1996
- [31] S. Lorenzo , J. Mira, M. Olarte, J. Guerrero y S. Moyano, "Análisis matricial de la voz del cliente: QFD aplicado", Gaceta Sanitaria, Madrid, España, 2004.
- [32] L. T. Dorantes-Cuahutle, "TRIZ: una herramienta poderosa para las empresas mexicanas en los ámbitos productivo y administrativo", Tesis de maestría, Universidad Nacional Autónoma de México, Distrito Federal, México, 2007.
- [33] "Diseño del producto: Diseño de Sistemas Productivos y Logísticos", Apuntes de clase, Departamento de Organización de Empresas E.F. y C., 2004/2005.
- [34] A. Ruiz-Falco, "Despliegue de la Función Calidad QFD", Apuntes de clase, Universidad Pontificia Comillas ICAI ICADE, 2009.
- [35] A. Ravindran, K. Ragsdell y G. Reklaitis, *Engineering Optimization: Methods and Applications*, India: Wiley, 2006.
- [36] B. Lam Thu y A. Samer, *Multi-Objective Optimization in Computational Intelligence: Theory and Practice*, Ney York: IGI Global, 2008.
- [37] J. Iqbal, N. G. Tsagarakis, A. E. Fiorilla y D. G. Caldwell, "A portable rehabilitation device for the hand", de *32nd Annual International Conference of the IEEE EMBS*, Buenos Aires, Argentina, August 31 - September 4, 2010.
- [38] G. Pratt y M. Williamson, "Series elastic actuators.", de *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, August 5-9, 1995.
- [39] R. Gopura, K. Kiguchi y Y. Li, "A 7-DOF upper-limb exoskeleton robot with muscle-model-oriented EMG-based control", de *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, October 10-15, 2009.

- [40] I. H. Ertas, H. Elif, D. E. Barkana y V. Patoglu, "Finger Exoskeleton for Treatment of Tendon Injuries", de *IEEE 11th International Conference on Rehabilitation Robotics*, Kyoto, Japan, June 23-26, 2009.
- [41] A. Frisoli, M. Bergamasco, L. Borelli, A. Montagne, G. Greco, C. Procopio, M. Carboncini y B. Rossi, "Robotic assisted rehabilitation in virtual reality with the L-EXOS", de *7th ICDVRAT with ArtAbilitation*, Maia, Portugal, 2008.
- [42] T. Noritsugu, M. Takaiwa y D. Sasaki, "Development of Power Assist Wear using Pneumatic Rubber Artificial Muscles", de *Asia International Symposium on Mechatronics*, Hokkaido, Japan, August 27-31, 2008.
- [43] K. Takashima, T. Noritsugu, J. Rossiter, S. Guo y T. Mukai, "Development of curved type pneumatic artificial rubber muscle using shape-memory polymer", de *SICE Annual Conference*, Tokyo, Japan, September 13-18, 2011.
- [44] C. Chou y B. Hannaford, "Measurement and modeling of McKibben pneumatic artificial muscles", *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, vol. 12, n^o 1, pp. 90-102, February, 1996.
- [45] R. Vertechy, A. Frisoli, A. Dettori, M. Solazzi y M. Bergamasco, "Development of a new exoskeleton for upper limb rehabilitation", de *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*, Kyoto, Japan, June 23-26, 2009.
- [46] S. Balasubramanian, R. Wei, M. Perez, B. Shepard, E. Koeneman, J. Koeneman y J. He, "RUPERT: An Exoskeleton Robot for Assisting Rehabilitation of Arm Functions", de *Virtual Rehabilitation*, Vancouver, BC, August 25-27, 2008.
- [47] K. Otsuka y C. M. Wayman, *Shape memory materials*. Cambridge University Press., Cambridge University Press, 1999.
- [48] R. Sooraj, N. Akshay, T. G. Jeevan y R. R. Bhavani, "Design and Analysis of a Parallel Haptic Orthosis for Upper Limb Rehabilitation", *International Journal of Engineering and Technology (IJET)*, vol. 5, n^o 1, pp. 444-451, Feb-Mar 2013.
- [49] C. N. Schabowsky, S. B. Godfrey, R. J. Holley y P. S. Lum, "Development and pilot testing of HEXORR: Hand EXOskeleton Rehabilitation Robot", *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol. 7, n^o 36, pp. 1-16, 2010.
- [50] N. Ho, K. Tong, X. Hu, K. Fung, X. Wei, W. Rong y E. Susanto, "An EMG-driven Exoskeleton Hand Robotic Training Device on Chronic Stroke Subjects", de *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*, Zurich, Switzerland, June 29 - July 1, 2011.
- [51] E. B. Brokaw, I. Black, R. J. Holley y P. S. Lum, "Hand Spring Operated Movement Enhancer (HandSOME): A Portable, Passive Hand Exoskeleton for Stroke Rehabilitation", *IEEE Transactions on neural systems and rehabilitation engineering*, vol. 19, n^o 4, pp. 391-399, August 2011.
- [52] R. Leeb, M. Gubler, M. Tavella, H. Miller y J. Millán, "On The Road To A Neuroprosthetic Hand: A Novel Hand Grasp Orthosis Based on Functional Electrical Stimulation", de *32nd*

Annual International Conference of the IEEE EMBS, Buenos Aires, Argentina, August 31 - September 4, 2010.

- [53] M. A. Rahman y A. Al-Jumaily, "Design and development of a handexoskeleton for rehabilitation following stroke", *Procedia Engineering*, vol. 41, pp. 1028-1034, 2012.
- [54] M. Chen, S. Ho, H. F. Zhou, P. Pang, X. Hu, D. Ng y K. Y. Tong, "Interactive Rehabilitation Robot for Hand Function Training", de *IEEE 11th International Conference on Rehabilitation Robotics*, Kyoto, Japan, June 23-26, 2009.
- [55] P. Agarwal & AD Deshpande, "Impedance and force-field control of the index finger module of a hand exoskeleton for rehabilitation". de *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)*. Singapore, pp. 85-90, 2015.
- [56] CL. Chan, S. Gobebe, D. Vickneswari, "Finger Grip Rehabilitation Using Exoskeleton with Grip Force Feedback". *15th International Conference on Biomedical Engineering (IFBME)*, vol. 43, pp. 520-523, 2014.
- [57] EG. Cruz, DG. Kamper, "Use of a novel robotic interface to study finger motor control", *Ann Biomed Eng.* 38(2), pp. 259-68, 2010.
- [58] S. Ito, H. Kawasaki, Y. Ishigure, M. Natsume, T. Mouri, Y. Nishimoto, "A design of fine motion assist equipment for disabled hand in robotic rehabilitation system", *J Frankl Inst.*; 348(1):79-89, 2011.
- [59] C. L. Jones, F. Wang, R. Morrison, N. Sarkar y D. G. Kamper, "Design and Development of the Cable Actuated Finger Exoskeleton for Hand Rehabilitation Following Stroke", *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, pp. 1-10, Septiembre 2012.
- [60] H. Kawasaki, S. Ito, Y. Ishigure, Y. Nishimoto, T. Aoki, T. Mouri, H. Sakaeda, M. Abe, "Development of a Hand Motion Assist Robot for Rehabilitation Therapy by Patient Self-Motion Control", de *IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)*, pp. 234-40, 2007.
- [61] E.J. Koeneman, R.S. Schultz, S.L. Wolf, D.E. Herring, J.B. Koeneman, "A pneumatic muscle hand therapy device", de *26th Annual International Conference of the IEE EMBS*, September 2004.
- [62] O. Lamercy, L. Dovat, R. Gassert, E. Burdet, C.L. Teo, T.Milner, "A haptic knob for rehabilitation of hand function", de *IEEE Transactions on Neural Systems Rehabilitation*, 15(3), pp. 356-66, 2007.
- [63] U. Mali y M. Munih, "HIFE-Haptic Interface for Finger Exercise", *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, vol. 11, n° 1, pp. 93-102, February 2006.
- [64] L. Masia, H.I. Krebs, P. Cappa, N. Hogan, "Design and characterization of hand module for whole-arm rehabilitation following stroke", de *IEEE/ASME Transactions and Mechatronics*. 12(4), pp. 399-407, August 2007.

- [65] S. Mohamaddan y M. S. Osman, "Development of Grip Mechanism Assistant Device for Finger Rehabilitation", de *International Conference on Machine Automation ICMA*, Takamatsu, Kagawa, Japan, August 5-8, 2008.
- [66] T. Rahman, W. Sample, R. Seliktar, M. Alexander y M. Scavina, "A body-powered functional upper limb orthosis", *Journal of Rehabilitation Research and Development*, vol. 37, nº 6, pp. 675-680, November/December 2000.
- [67] Y. Ren, H.S. Park, L.Q. Zhang, "Developing a whole-arm exoskeleton robot with hand opening and closing mechanism for upper limb stroke rehabilitation", de *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)*, pp. 761-5, 2009.
- [68] G. Rosati, S. Cenci y G. Boschetti, "Design of a single-dof active hand orthosis for neurorehabilitation", de *IEEE 11th International Conference on Rehabilitation Robotics*, Kyoto, Japan, June 23-26, 2009.
- [69] P. Stergiopoulos, P. Fuchs y C. Laugeau, "Design of a 2-Finger Hand Exoskeleton for VR Grasping Simulation", *EuroHaptics*, pp. 80-93, 2003.
- [70] H. Taheri, J. B. Rowe, D. Gardner, V. Chan, K. Gray, C. Bower, D. J. Reinkensmeyer y E. T. Wolbrecht, "Design and preliminary evaluation of the FINGER rehabilitation robot: controlling challenge and quantifying finger individuation during musical computer game play", *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 2014.
- [71] C.D. Takahashi, L. Der-Yeghiaian, V.H. Le, S.C. Cramer, "A robotic device for hand motor therapy after stroke", de *IEEE 9th International conference on Rehabilitation Robotics*, July 2005.
- [72] A. Tzemanaki, D. Raabe, S. Dogramadzi, "Development of a novel robotic system for hand rehabilitation", *24th International Symposium on Computer-Based Medical Systems (CBMS)*, 2011.
- [73] K. Xing, J. Huang, Q. Xu y Y. Wang, "Design of A Wearable Rehabilitation Robotic Hand Actuated by Pneumatic Artificial Muscles", de *7th Asian Control Conference*, Hong Kong, China, August 27-29, 2009.
- [74] D.H. Myszka, Máquinas y mecanismos, Pearson, Cuarta edición, México 2012.
- [75] M. Zecca, S. Rocco, G. Cappiello, K. Itoh, K. Imanishi, H. Miwa, M.C. Carrozza, P. Dario, and A. Takanishi. "From the Human Hand to a Humanoid Hand: Biologically-Inspired Approach for the Development of RoboCasa Hand #1", de *16-th Symposium on Robot Design, Dynamics, and Control*, pp. 287-294, 2006.
- [76] T. H. Massie and J. K. Salisbury, "The PHANTOM haptic interface: A device for probing virtual objects", ASME Winter Annu. Meeting, Symp. Haptic Interference for Virtual Environment and Teleoperator Systems, Chicago, IL, November 1994.
- [77] M.W. Spong, S. Hutchinson and M. Vidyasagar, *Robot Modeling and Control*, John Wiley & Sons, ISBN-13: 978-0471649908, 2006.

- [78] R. Avila-Chaurand, L. R. Prado-León y E. L. González-Muñoz, "Dimensiones antropométricas de población latinoamericana: México, Cuba, Colombia, Chile", ResearchGate, Mayo 2015.
- [79] R.L. Norton, Diseño de maquinaria, McGraw-Hill, Segunda edición, México 2000.

Anexos

Anexo A. Datos representativos de curva tipo rizo

Número de Medición	Dimensiones del dedo [mm]		Longitud a partir del marco de referencia [mm]								
			P1	P2	P3	P4	P5	P6	P7	P8	P9
	largo	ancho	150°	170°	190°	210°	230°	250°	270°	290°	310°
1	83	25	85.6	80.6	76.2	71.8	66.6	60.7	54.3	49.3	45.0
2	88	25	93.2	89.5	84.4	77.4	69.5	61.0	52.0	40.0	27.3
3	89	24	98.7	94.5	89.0	80.5	72.6	64.5	57.4	47.7	39.6
4	80	24	86.5	81.0	75.8	70.7	65.2	56.7	48.2	38.0	
5	85	25	90.7	86.0	81.7	75.3	67.1	58.1	48.2		
6	88	26	95.4	89.4	83.3	78.8	74.0	70.0	66.4	61.2	
7	84	22	89.4	83.5	78.4	74.7	70.5	65.5	59.5	53.7	48.2
8	87	24	89.5	83.9	78.4	72.6	68.0	63.7	58.4	50.2	
9	83	25	88.8	84.1	79.0	70.3	57.4	47.6	40.0	37.0	
10	80	24	90.4	84.7	79.4	74.6	67.8	60.8	49.0		
11	83	25	85.8	80.6	76.0	70.5	64.5	56.5	47.0	33.0	
12	95	25	100	93.3	85.0	78.9	71.0	61.7	53.4	48.2	
13	92	24	95.3	88.7	81.7	74.2	67.2	60.0	53.0		
14	89	28	88.3	81.1	74.0	70.0	66.0	59.0	51.0	44.0	
15	86	30	94.0	83.7	74.5	68.0	62.4	57.4	52.7	46.7	34.4
16	90	26	90.9	84.7	76.6	71.2	65.1	57.3	48.1	38.3	
17	80	23	90.0	82.3	75.2	69.5	65.0	56.8	45.3		
18	85	25	95.6	89.4	82.6	75.0	68.0	58.2	50.0	39.8	
19	93	27	96.3	92.4	88.5	82.8	75.8	72.0	69.3	64.6	
20	86	24	90.3	83.5	76.5	71.3	63.2	53.3	42.3	34.0	30.0
21	89	26	90.6	85.0	78.5	71.2	66.3	61.6	56.0		
22	87	22	90.0	85.0	80.0	76.0	70.8	64.7	56.1	48.0	
23	82	27	89.8	83.9	78.3	69.6	58.3	48.0	36.2		
24	88	24	86.8	83.7	78.2	72.0	66.0	60.0	53.3	46.3	
25	89	28	84.6	81.0	77.0	70.1	62.9	56.6	49.1		
26	85	27	88.2	83.8	78.9	72.7	67.3	61.3	55.7		
27	78	24	80.4	76.2	71.7	66.0	60.0	53.9	47.3	38.0	
28	86	25	93.3	87.0	80.0	74.0	70.5	66.0	61.1	55.0	45.0
29	84	27	81.5	73.0	66.4	61.7	57.8	55.0	51.9		
30	87	26	93.8	87.2	81.7	75.5	69.0	59.9	52.0	44.5	40.0
31	89	29	89.6	79.6	70.2	63.6	56.8	50.3	44.2	37.4	
32	80	23	81.9	76.3	71.9	66.7	63.1	56.6	48.2	38.2	
33	92	27	95.3	88.4	82.1	76.5	71.7	66.6	62.1	59.4	
34	80	24	83.7	78.6	73.5	67.2	60.4	54.2	48.2	41.9	
35	80	24	86.2	80.5	75.2	69.6	63.4	57.9	50.0	41.9	

Anexo A. Datos representativos de curva tipo rizo (continuación)

Número de Medición	Dimensiones del dedo [mm]		Longitud a partir del marco de referencia [mm]								
			P1	P2	P3	P4	P5	P6	P7	P8	P9
	largo	ancho	150°	170°	190°	210°	230°	250°	270°	290°	310°
36	89	26	98.4	93.5	87.6	80.7	72.3	62.0	53.2		
37	90	28	97.6	93.3	88.7	83.4	76.7	70.1	62.6	52.4	
38	86	24	91.6	85.0	79.6	74.4	70.0	67.0	63.4	58.0	47.5
39	80	25	83.5	75.8	69.0	63.5	55.7	49.1	42.4		
40	91	29	96.6	90.0	82.2	73.6	66.4	57.4	47.9	33.5	
41	88	25	91.0	84.0	78.0	72.3	67.0	59.0	49.4	38.0	
42	84	23	90.7	86.0	80.3	75.5	70.6	66.1	63.3	59.5	53.8
43	78	23	84.0	79.4	75.0	70.2	64.8	57.5	50.3		
44	86	25	90.0	82.5	76.8	72.9	68.0	61.5	54.5	45.0	
45	85	26	89.8	83.8	79.0	74.8	68.6	61.7	54.3	46.6	
46	89	25	94.7	91.6	86.4	77.5	67.2	52.7	38.2	31.3	27.0
47	86	25	90.6	87.3	78.7	67.4	58.8	47.0	39.9	36.8	
48	85	24	89.3	85.0	80.0	75.0	69.6	56.5	37.2		
49	92	26	98.3	93.7	87.9	82.2	78.2	72.3	62.4		
50	83	24	88.7	81.7	75.4	69.8	66.8	62.3	53.0		
Media	85.88	25.24	90.6	84.8	78.9	72.9	66.6	59.5	51.8	45.1	39.8
Desviación estándar	4.10	1.78	4.74	4.95	5.02	4.82	5.04	5.91	7.46	8.67	9.08

Anexo B. Estructura del algoritmo utilizado para el proceso de síntesis óptima del mecanismo de cuatro barras

Síntesis de mecanismo manivela-manivela, con 9 puntos de precisión

Funciones

```
MDP[θ12_, P1_, P2_] := {{Cos[θ12], -Sin[θ12], P2[[1]] - (P1[[1]] * Cos[θ12] -  
P1[[2]] * Sin[θ12])}, Sin[θ12], Cos[θ12], P2[[2]] -  
(P1[[1]] * Sin[θ12] + P1[[2]] * Cos[θ12])}, {0, 0, 1}};  
R[θ_] := {{Cos[θ], -Sin[θ]}, {Sin[θ], Cos[θ]}};  
Barra[espesor, rojo, verde_, azul_, linea_] := Graphics[{AbsoluteThickness[espesor], RGBColor[rojo, verde, azul], linea}};  
R2D[R_] := {R[[1]], R[[2]]};
```

Datos

```
P1 = {-78.46, 45.3, 1};  
P2 = {-83.51, 14.72, 1};  
P3 = {-77.7, -13.7, 1};  
P4 = {-63.13, -36.45, 1};  
P5 = {-42.81, -51.02, 1};  
P6 = {-20.35, -55.91, 1};  
P7 = {0, -51.8, 1};  
P8 = {15.43, -42.38, 1};  
P9 = {25.58, -30.49, 1};
```

```
a0x = 0;  
a0 = {a0x, a0y, 1};  
a1 = {a1x, a1y, 1};  
b0 = {b0x, b0y, 1};  
b1 = {b1x, b1y, 1};  
q1 = {q1x, q1y, 1};  
F = 10;  
Te = {0, 0, 1000};
```

Ecuaciones de diseño

```
a2 = MDP[θ12, a0, a0].a1;  
a3 = MDP[θ13, a0, a0].a1;  
a4 = MDP[θ14, a0, a0].a1;  
a5 = MDP[θ15, a0, a0].a1;  
a6 = MDP[θ16, a0, a0].a1;  
a7 = MDP[θ17, a0, a0].a1;  
a8 = MDP[θ18, a0, a0].a1;  
a9 = MDP[θ19, a0, a0].a1;  
  
b2 = MDP[α12, a1, a2].b1;  
b3 = MDP[α13, a1, a3].b1;  
b4 = MDP[α14, a1, a4].b1;  
b5 = MDP[α15, a1, a5].b1;
```

```

b6=MDP[α16,a1,a6].b1;
b7=MDP[α17,a1,a7].b1;
b8=MDP[α18,a1,a8].b1;
b9=MDP[α19,a1,a9].b1;

q2=MDP[α12,a1,a2].q1;
q3=MDP[α13,a1,a3].q1;
q4=MDP[α14,a1,a4].q1;
q5=MDP[α15,a1,a5].q1;
q6=MDP[α16,a1,a6].q1;
q7=MDP[α17,a1,a7].q1;
q8=MDP[α18,a1,a8].q1;
q9=MDP[α19,a1,a9].q1;

θe1=ArcTan[ ((q1[[2]]-a1[[2]])/(q1[[1]]-a1[[1]])) ]-(90*Degree);
Fe1={F*Cos[θe1],F*Sin[θe1]};
A1={{-(b1[[2]]-a1[[2]]),b1[[2]]-b0[[2]]},{b1[[1]]-a1[[1]],-(b1[[1]]-b0[[1]])}};
{δσ2,δσ3}=Inverse[A1].{a1[[2]]-a0[[2]],-(a1[[1]]-a0[[1]])}*δσ1;
δRe1={{-(a1[[2]]-a0[[2]]),-(q1[[2]]-a1[[2]])},{a1[[1]]-a0[[1]],q1[[1]]-a1[[1]]}.{δσ1,δσ2};
δs1={0,0,δσ1};
δW1=Fe1.δRe1+Te.δs1;
ETV1=δW1/.δσ1→1;

θe2=ArcTan[ ((q2[[2]]-a2[[2]])/(q2[[1]]-a2[[1]])) ]-(90*Degree);
Fe2={F*Cos[θe2],F*Sin[θe2]};
A2={{-(b2[[2]]-a2[[2]]),b2[[2]]-b0[[2]]},{b2[[1]]-a2[[1]],-(b2[[1]]-b0[[1]])}};
{δσ2,δσ3}=Inverse[A2].{a2[[2]]-a0[[2]],-(a2[[1]]-a0[[1]])}*δσ1;
δRe2={{-(a2[[2]]-a0[[2]]),-(q2[[2]]-a2[[2]])},{a2[[1]]-a0[[1]],q2[[1]]-a2[[1]]}.{δσ1,δσ2};
δs1={0,0,δσ1};
δW2=Fe2.δRe2+Te.δs1;
ETV2=δW2/.δσ1→1;

θe3=ArcTan[ ((q3[[2]]-a3[[2]])/(q3[[1]]-a3[[1]])) ]-(90*Degree);
Fe3={F*Cos[θe3],F*Sin[θe3]};
A3={{-(b3[[2]]-a3[[2]]),b3[[2]]-b0[[2]]},{b3[[1]]-a3[[1]],-(b3[[1]]-b0[[1]])}};
{δσ2,δσ3}=Inverse[A3].{a3[[2]]-a0[[2]],-(a3[[1]]-a0[[1]])}*δσ1;
δRe3={{-(a3[[2]]-a0[[2]]),-(q3[[2]]-a3[[2]])},{a3[[1]]-a0[[1]],q3[[1]]-a3[[1]]}.{δσ1,δσ2};
δs1={0,0,δσ1};
δW3=Fe3.δRe3+Te.δs1;
ETV3=δW3/.δσ1→1;

θe4=ArcTan[ ((q4[[2]]-a4[[2]])/(q4[[1]]-a4[[1]])) ]-(90*Degree);
Fe4={F*Cos[θe4],F*Sin[θe4]};
A4={{-(b4[[2]]-a4[[2]]),b4[[2]]-b0[[2]]},{b4[[1]]-a4[[1]],-(b4[[1]]-b0[[1]])}};

```

```

{δσ2,δσ3}=Inverse[A4].{a4[[2]]-a0[[2]],-(a4[[1]]-a0[[1]])}*δσ1;
δRe4={{-(a4[[2]]-a0[[2]]),-(q4[[2]]-a4[[2]])},{a4[[1]]-a0[[1]],q4[[1]]-a4[[1]]}}. {δσ1,δσ2};
δs1={0,0,δσ1};
δW4=Fe4.δRe4+Te.δs1;
ETV4=δW4/.δσ1→1;

```

```

θe5=ArcTan[(q5[[2]]-a5[[2]])/(q5[[1]]-a5[[1]])]-(90*Degree);
Fe5={F*Cos[θe5],F*Sin[θe5]};
A5={{-(b5[[2]]-a5[[2]]),b5[[2]]-b0[[2]]},{b5[[1]]-a5[[1]],-(b5[[1]]-b0[[1]])}};
{δσ2,δσ3}=Inverse[A5].{a5[[2]]-a0[[2]],-(a5[[1]]-a0[[1]])}*δσ1;
δRe5={{-(a5[[2]]-a0[[2]]),-(q5[[2]]-a5[[2]])},{a5[[1]]-a0[[1]],q5[[1]]-a5[[1]]}}. {δσ1,δσ2};
δs1={0,0,δσ1};
δW5=Fe5.δRe5+Te.δs1;
ETV5=δW5/.δσ1→1;

```

```

θe6=ArcTan[(q6[[2]]-a6[[2]])/(q6[[1]]-a6[[1]])]-(90*Degree);
Fe6={F*Cos[θe6],F*Sin[θe6]};
A6={{-(b6[[2]]-a6[[2]]),b6[[2]]-b0[[2]]},{b6[[1]]-a6[[1]],-(b6[[1]]-b0[[1]])}};
{δσ2,δσ3}=Inverse[A6].{a6[[2]]-a0[[2]],-(a6[[1]]-a0[[1]])}*δσ1;
δRe6={{-(a6[[2]]-a0[[2]]),-(q6[[2]]-a6[[2]])},{a6[[1]]-a0[[1]],q6[[1]]-a6[[1]]}}. {δσ1,δσ2};
δs1={0,0,δσ1};
δW6=Fe6.δRe6+Te.δs1;
ETV6=δW6/.δσ1→1;

```

```

θe7=ArcTan[(q7[[2]]-a7[[2]])/(q7[[1]]-a7[[1]])]-(90*Degree);
Fe7={F*Cos[θe7],F*Sin[θe7]};
A7={{-(b7[[2]]-a7[[2]]),b7[[2]]-b0[[2]]},{b7[[1]]-a7[[1]],-(b7[[1]]-b0[[1]])}};
{δσ2,δσ3}=Inverse[A7].{a7[[2]]-a0[[2]],-(a7[[1]]-a0[[1]])}*δσ1;
δRe7={{-(a7[[2]]-a0[[2]]),-(q7[[2]]-a7[[2]])},{a7[[1]]-a0[[1]],q7[[1]]-a7[[1]]}}. {δσ1,δσ2};
δs1={0,0,δσ1};
δW7=Fe7.δRe7+Te.δs1;
ETV7=δW7/.δσ1→1;

```

```

θe8=ArcTan[(q8[[2]]-a8[[2]])/(q8[[1]]-a8[[1]])]-(90*Degree);
Fe8={F*Cos[θe8],F*Sin[θe8]};
A8={{-(b8[[2]]-a8[[2]]),b8[[2]]-b0[[2]]},{b8[[1]]-a8[[1]],-(b8[[1]]-b0[[1]])}};
{δσ2,δσ3}=Inverse[A8].{a8[[2]]-a0[[2]],-(a8[[1]]-a0[[1]])}*δσ1;
δRe8={{-(a8[[2]]-a0[[2]]),-(q8[[2]]-a8[[2]])},{a8[[1]]-a0[[1]],q8[[1]]-a8[[1]]}}. {δσ1,δσ2};
δs1={0,0,δσ1};
δW8=Fe8.δRe8+Te.δs1;
ETV8=δW8/.δσ1→1;

```

```

 $\theta_9 = \text{ArcTan} \left[ \frac{(q_9[2] - a_9[2])}{(q_9[1] - a_9[1])} \right] - (90 \cdot \text{Degree});$ 
Fe9={F*Cos[ $\theta_9$ ], F*Sin[ $\theta_9$ ]};
A9={{-(b9[2]-a9[2]), b9[2]-b0[2]}, {b9[1]-a9[1], -(b9[1]-b0[1])}};
{ $\delta\sigma_2, \delta\sigma_3$ }=Inverse[A9].{a9[2]-a0[2], -(a9[1]-a0[1])}* $\delta\sigma_1$ ;
 $\delta Re_9 = \{-(a_9[2]-a_0[2]), -(q_9[2]-a_9[2]), \{a_9[1]-a_0[1], q_9[1]-a_9[1]\} \cdot \{\delta\sigma_1, \delta\sigma_2\}$ ;
 $\delta s_1 = \{0, 0, \delta\sigma_1\}$ ;
 $\delta W_9 = Fe_9 \cdot \delta Re_9 + Te \cdot \delta s_1$ ;
ETV9= $\delta W_9 / \delta\sigma_1 \rightarrow 1$ ;

```

```

Ec1=(b2-b0).(b2-b0)-(b1-b0).(b1-b0);
Ec2=(b3-b0).(b3-b0)-(b1-b0).(b1-b0);
Ec3=(b4-b0).(b4-b0)-(b1-b0).(b1-b0);
Ec4=(b5-b0).(b5-b0)-(b1-b0).(b1-b0);
Ec5=(b6-b0).(b6-b0)-(b1-b0).(b1-b0);
Ec6=(b7-b0).(b7-b0)-(b1-b0).(b1-b0);
Ec7=(b8-b0).(b8-b0)-(b1-b0).(b1-b0);
Ec8=(b9-b0).(b9-b0)-(b1-b0).(b1-b0);

```

```

Ec9=(P1-q1).(P1-q1);
Ec10=(P2-q2).(P2-q2);
Ec11=(P3-q3).(P3-q3);
Ec12=(P4-q4).(P4-q4);
Ec13=(P5-q5).(P5-q5);
Ec14=(P6-q6).(P6-q6);
Ec15=(P7-q7).(P7-q7);
Ec16=(P8-q8).(P8-q8);
Ec17=(P9-q9).(P9-q9);

```

```

FuncionObjetivo=Ec1^2+Ec2^2+Ec3^2+Ec4^2+Ec5^2+Ec6^2+Ec7^2+Ec8^2+Ec9^2+Ec10^2+Ec11^2+Ec12^2+Ec13^2+Ec14^2+Ec15^2+Ec16^2+Ec17^2+ETV1^2+ETV2^2+ETV3^2+ETV4^2+ETV5^2+ETV6^2+ETV7^2+ETV8^2+ETV9^2;

```

Solución de las ecuaciones

```

Nsoluciones=20;
For[k1=1, k1<= Nsoluciones, k1+=1,
  SolFO=FindMinimum[FuncionObjetivo,
    {{a0y, 14},
     {b0x, -20},
     {b0y, 20},
     {a1x, RandomReal[{-45, -40}]},
     {a1y, RandomReal[{22, 27}]},
     {b1x, RandomReal[{-60, -50}]},
     {b1y, RandomReal[{10, 16}]},
     {q1x, -78.46},
     {q1y, 45.3},
     { $\theta_{12}$ , RandomReal[{5*Degree, 25*Degree}]},
     { $\theta_{13}$ , RandomReal[{15*Degree, 35*Degree}]},
     { $\theta_{14}$ , RandomReal[{25*Degree, 45*Degree}]},
     { $\theta_{15}$ , RandomReal[{40*Degree, 60*Degree]}}],

```

```

{θ16, RandomReal[{50*Degree, 70*Degree}]},
{θ17, RandomReal[{62*Degree, 82*Degree}]},
{θ18, RandomReal[{70*Degree, 90*Degree}]},
{θ19, RandomReal[{85*Degree, 105.7*Degree}]},
{α12, RandomReal[{20*Degree, 40*Degree}]},
{α13, RandomReal[{50*Degree, 70*Degree}]},
{α14, RandomReal[{80*Degree, 100*Degree}]},
{α15, RandomReal[{105*Degree, 125*Degree}]},
{α16, RandomReal[{130*Degree, 150*Degree}]},
{α17, RandomReal[{150*Degree, 170*Degree}]},
{α18, RandomReal[{175*Degree, 195*Degree}]},
{α19, RandomReal[{195*Degree, 215*Degree]}}},
MaxIterations→3000
];
VSolsint[k1]=SolFO[[2]]
]

```

Visualización

```

r0=R2D[a0];
r0p=R2D[b0];
r1=R2D[a1-a0];
r2=R2D[b1-a1];
r2p=R2D[q1-a1];
r3=R2D[b1-b0];

```

```

For[k2=1, k2≤ Nsoluciones, k2+=1,
  linear1=Line[{r0, r0+r1}]/.VSolsint[k2];
  barra1=Barra[2.5, 0, 1, 0, linear1];
  linear3=Line[{r0p, r0p+r3}]/.VSolsint[k2];
  barra3=Barra[2.5, 1, 0, 0, linear3];
  poli2=Polygon[{r0+r1, r0+r1+r2, r0+r1+r2p}]/.VSolsint[k2];
  cuerpo2=Graphics[{RGBColor[0, 0, 1], poli2}];
  Puntoa0=Point[{r0}]/.VSolsint[k2];
  Pernoa0=Graphics[{PointSize[0.02], Puntoa0}];
  Puntob0=Point[{r0p}]/.VSolsint[k2];
  Pernob0=Graphics[{PointSize[0.02], Puntob0}];
  Puntoa1=Point[{r0+r1}]/.VSolsint[k2];
  Pernoa1=Graphics[{PointSize[0.02], Puntoa1}];
  Puntob1=Point[{r0p+r3}]/.VSolsint[k2];
  Pernob1=Graphics[{PointSize[0.02], Puntob1}];
  PuntoP1=Point[{R2D[P1}]/.VSolsint[k2];
  PernoP1=Graphics[{PointSize[0.02], PuntoP1}];
  PuntoP2=Point[{R2D[P2}]/.VSolsint[k2];
  PernoP2=Graphics[{PointSize[0.02], PuntoP2}];
  PuntoP3=Point[{R2D[P3}]/.VSolsint[k2];
  PernoP3=Graphics[{PointSize[0.02], PuntoP3}];
  PuntoP4=Point[{R2D[P4}]/.VSolsint[k2];
  PernoP4=Graphics[{PointSize[0.02], PuntoP4}];
  PuntoP5=Point[{R2D[P5}]/.VSolsint[k2];
  PernoP5=Graphics[{PointSize[0.02], PuntoP5}];
  PuntoP6=Point[{R2D[P6}]/.VSolsint[k2];
  PernoP6=Graphics[{PointSize[0.02], PuntoP6}];
  PuntoP7=Point[{R2D[P7}]/.VSolsint[k2];

```

```

PernoP7=Graphics[{PointSize[0.02],PuntoP7}];
PuntoP8=Point[{R2D[P8]}/.VSolSint[k2];
PernoP8=Graphics[{PointSize[0.02],PuntoP8}];
PuntoP9=Point[{R2D[P9]}/.VSolSint[k2];
PernoP9=Graphics[{PointSize[0.02],PuntoP9}];

Visualizacion[k2]=Show[barral,barra3,cuerpo2,Perno0,Perno1,Perno2,Perno3,Perno4,Perno5,Perno6,Perno7,Perno8,Perno9
,PlotRange→Automatic,Frame→True,GridLines→Automatic,BaseStyle→{10,FontFamily→"Arial"},FrameLabel→k2
];
Table[Visualizacion[k3],{k3,1,Nsoluciones}]

```

Análisis

Ecuaciones

```

Clear[θ1,θ2,θ3,θ4,θ5]

R0=r0;
R0P=r0p;
R1=R[θ1].r1;
R2=R[θ2].r2;
R2P=R[θ2].r2p;
R3=R[θ3].r3;
EcPos1=R0+R1+R2-R3-R0P;

```

Solución

Posición

```

intervalo=105;

VSolPos=Table[0,{x,1,intervalo+1},{y,1,Nsoluciones}];
For[k4=1,k4≤ Nsoluciones,k4+=1,
  θ2i=0;
  θ3i=0;
  For[i=0,i≤intervalo,i+=1,θ1=i*Degree;
  VSolPos[[i+1,k4]]=FindRoot[{EcPos1==0}/.VSolSint[k4],{{θ2,θ2i},{θ3,θ3i}}];
  θ2i=θ2/.VSolPos[[i+1,k4]];
  θ3i=θ3/.VSolPos[[i+1,k4]];
  ];
];

```

Tablas y gráficas

```

Clear[θ1]

For[k5=1,k5≤ Nsoluciones,k5+=1,

```

```

TablaP=Table[{R0[[1]]+R1[[1]]+R2P[[1]]/.VSolSint[k5]/.VSolPos[[j+1,k5]],R0
[[2]]+R1[[2]]+R2P[[2]]/.VSolSint[k5]/.VSolPos[[j+1,k5]]/.01→
j*Degree,{j,0,intervalo,1}}];
CurvaP=ListLinePlot[TablaP];
VCurvaP[k5]=Show[PernoP1,PernoP2,PernoP3,PernoP4,PernoP5,PernoP6,PernoP7,P
ernoP8,PernoP9,CurvaP];
]
Table[VCurvaP[k3],{k3,1,Nsoluciones}]

```

Anexo C. Análisis de fuerzas en mecanismo de cuatro barras mediante Método de Newton

Una vez que se realizó el proceso de síntesis óptima del mecanismo de cuatro barras para la generación de la trayectoria de rizo, fue necesario verificar el cumplimiento de la restricción de fuerza. Para ello se utiliza un análisis de fuerzas bajo el método de Newton, en dónde a partir del planteamiento de diagramas de cuerpo libre se obtiene un conjunto de ecuaciones que involucran las fuerzas que actúan sobre el eslabonamiento.

Retomando la configuración del mecanismo obtenido (ver Figura 5.7) y considerando los cuerpos rígidos como vectores, se obtienen los diagramas de cuerpo libre, junto con las respectivas ecuaciones de equilibrio, mostrados a continuación.

Diagrama de cuerpo libre del eslabón de entrada

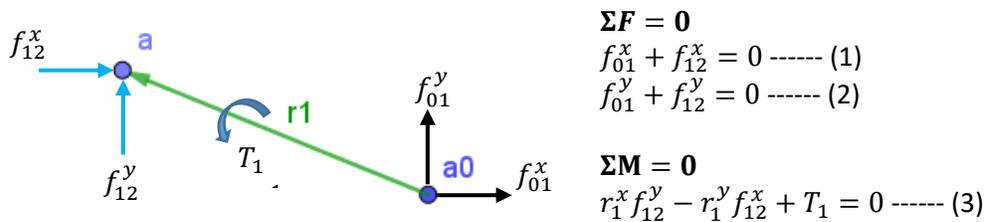


Diagrama de cuerpo libre del eslabón acoplador

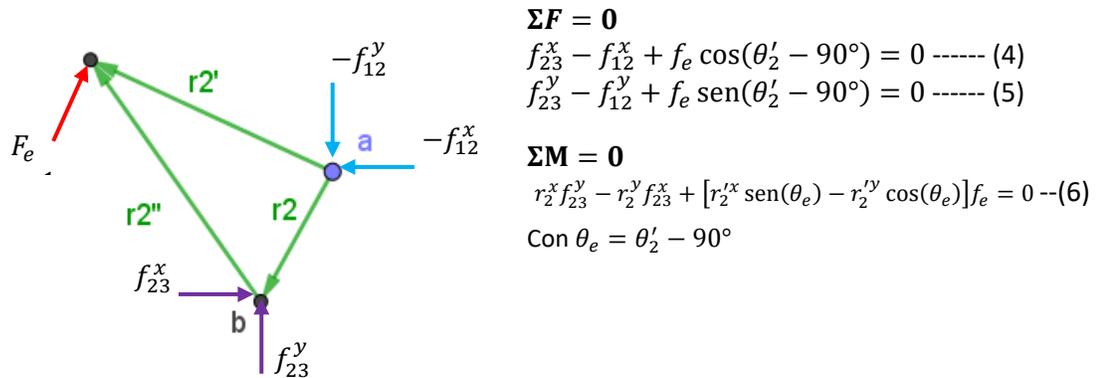
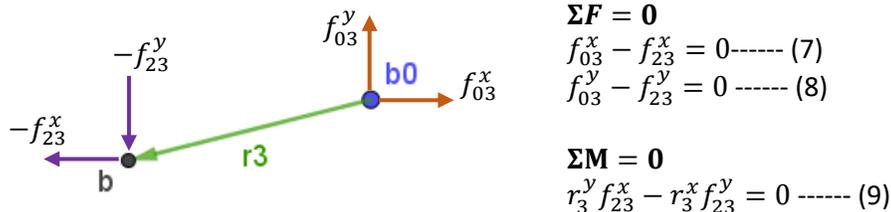


Diagrama de cuerpo libre del eslabón de salida



Posteriormente trabajando de forma simultánea con las nueve ecuaciones obtenidas para el equilibrio de fuerzas y pares en el eslabonamiento y considerando el par de entrada propuesto de $T_1 = 1000 \text{ mNm}$, se realiza el análisis correspondiente para el ciclo de operación del mecanismo.

El análisis mencionado se realizó en Geogebra, ya que es un Software libre muy versátil en el cual primeramente se simula el comportamiento del mecanismo limitando el intervalo de rotación para el eslabón motriz. Esta simulación se realiza utilizando vectores que representen los cuerpos rígidos del eslabonamiento.

Una vez que se tiene el comportamiento del mecanismo para un ciclo de trabajo, mediante una hoja de cálculo en el mismo software, se estructura una matriz correspondiente al sistema de ecuaciones obtenido. En dicha matriz se restringen las fuerzas en función de los vectores que representan el mecanismo y se resuelven las incógnitas mediante el proceso de matriz inversa.

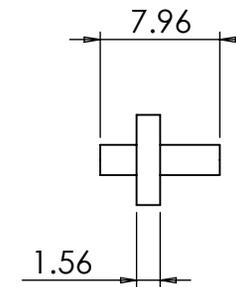
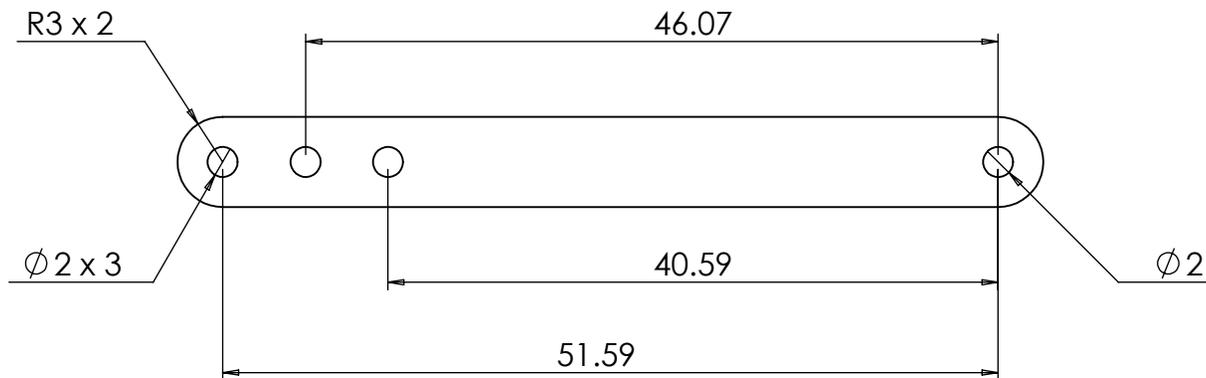
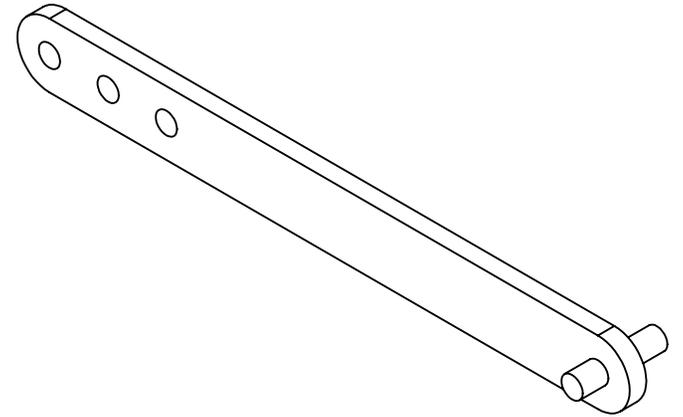
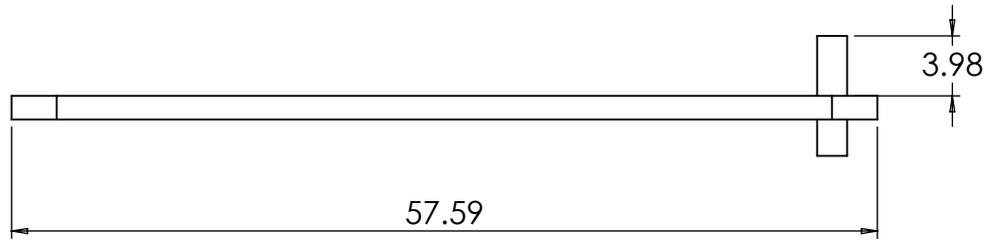
Así, conocido el valor del par de entrada se obtiene la variación de la fuerza F_e en función de cualquier posición alcanzada por el mecanismo. En la siguiente tabla se muestra el arreglo obtenido para el mecanismo promedio en la posición inicial.

	F01x	F01y	F12x	F12y	F23x	F23y	F03x	F03y	Fe	T01
EcF1	1	0	1	0	0	0	0	0	0	0
EcF2	0	1	0	1	0	0	0	0	0	0
EcF3	0	0	-1	0	1	0	0	0	0.47	0
EcF4	0	0	0	-1	0	1	0	0	0.88	0
EcF5	0	0	0	0	-1	0	1	0	0	0
EcF6	0	0	0	0	0	-1	0	1	0	0
EcM1	0	0	-12.96	-44.2	0	0	0	0	0	-1000
EcM2	0	0	0	0	13.02	-10.94	0	0	-38.77	0
EcM3	0	0	0	0	-6.05	35.15	0	0	0	0
Resp	{-33.86}	{-12.69}	{33.86}	{12.69}	{29.83}	{5.14}	{29.83}	{5.14}	{8.56}	N

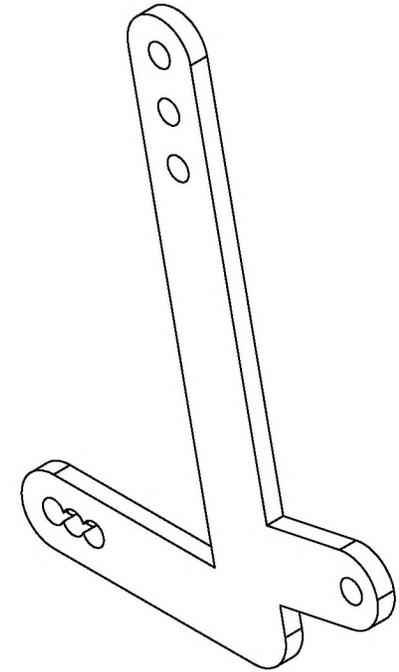
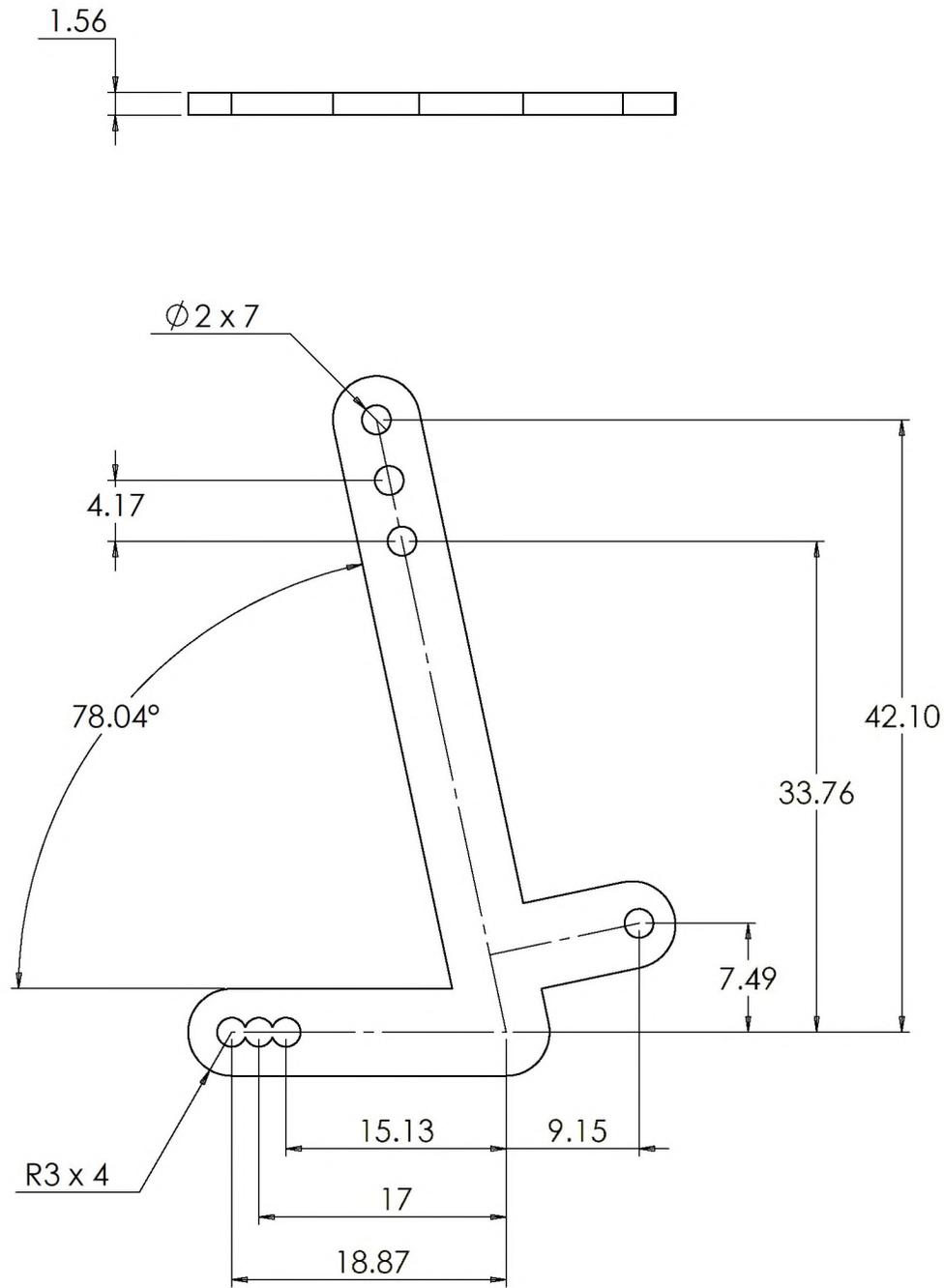
Anexo D. Planos de los eslabones del mecanismo de cuatro barras sintetizado para generación de trayectoria

Resumen de componentes necesarios para el dispositivo de rehabilitación

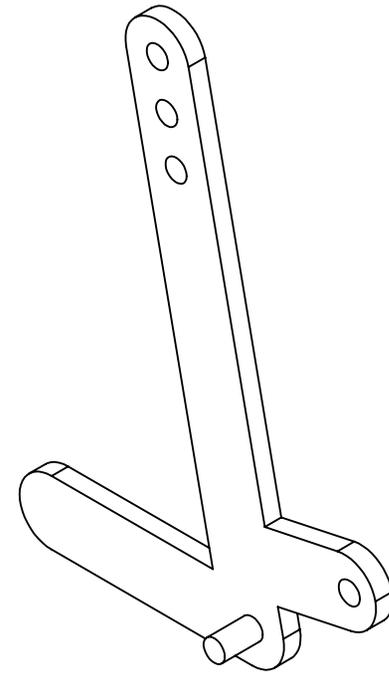
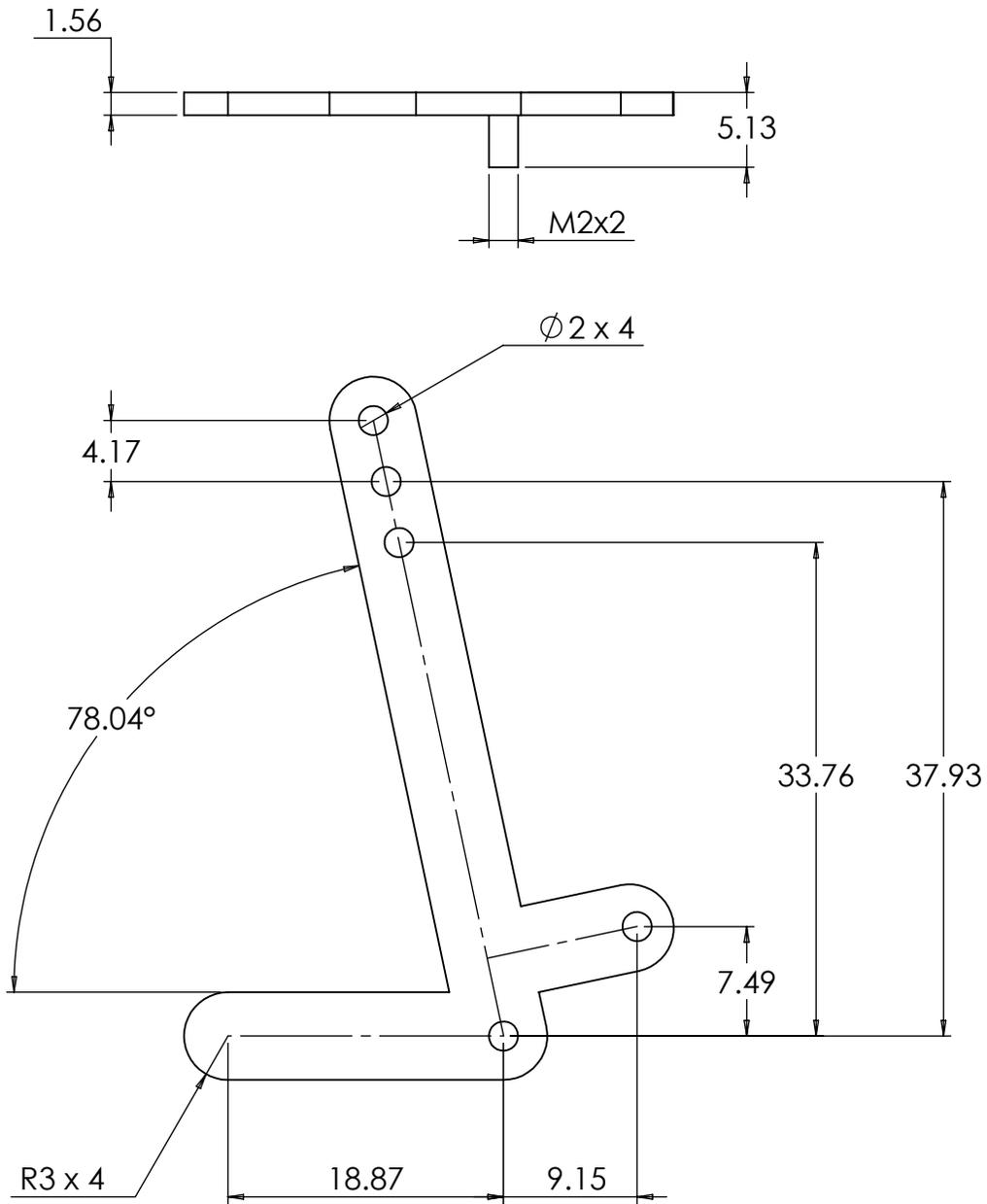
Componente	Parte	Cantidad	Complementos	Cantidad
Mecanismo	M1-4B	1		
	M2a-4B	1	Tornillo M2x8	1
			Tuerca M2	1
	M2b-4B	1	Tuerca M2	1
	M2c-4B	3	Tuerca M2	2
	M2d-4B	3		
	M3-4B	1		
Base de soporte	SA-4B	1		
	BI-4B	1	Tornillo M3x6	2



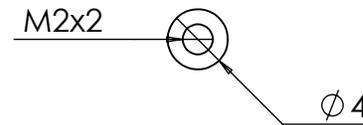
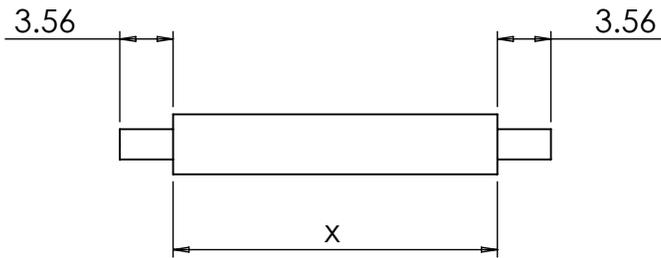
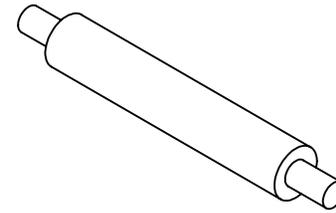
	NAME	DATE	FI UAEM		
DRAWN	O. DIAZ	10 07 19			
CHECKED			Manivela impulsora		
DIMENSIONS: mm					
MATERIAL: Aluminio 6061					
COMMENTS:			Componente de mecanismo de cuatro barras		REV. 1
TOLERANCES: $\pm 0,05$ $\pm 1/2^\circ$			SCALE: 2:1	SIZE: Carta	PART: M1-4B
			SHEET 1 OF 1		



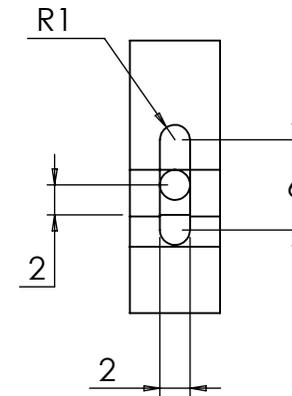
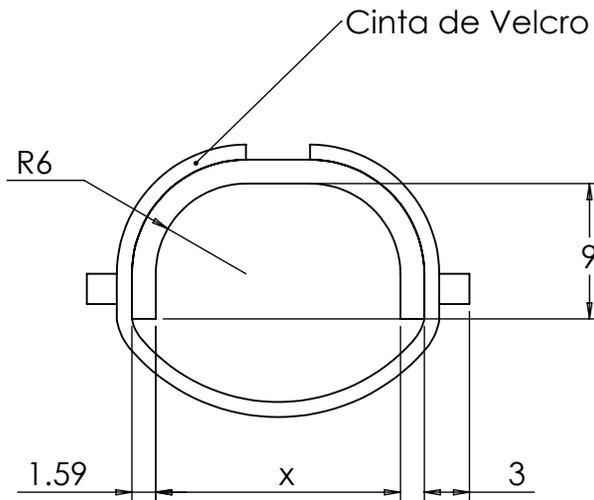
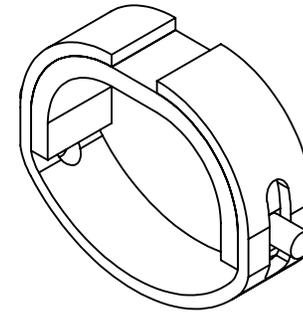
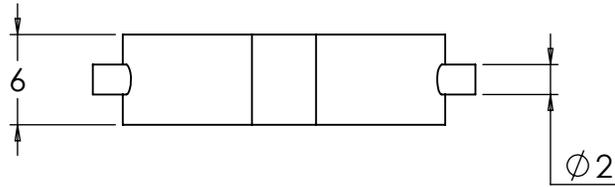
	NAME	DATE	FI UAEM			
DRAWN	O. DIAZ	10 07 19				
CHECKED			Eslabón acoplador			
DIMENSIONS: mm						
MATERIAL: Aluminio 6061			Componente de mecanismo de cuatro barras			
COMMENTS:						
TOLERANCES: $\pm 0,05$ $\pm 1/2^\circ$			SCALE: 2:1	SIZE: Carta	PART: M2a-4B	SHEET 1 OF 1
					REV. 1	



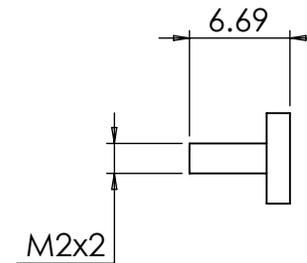
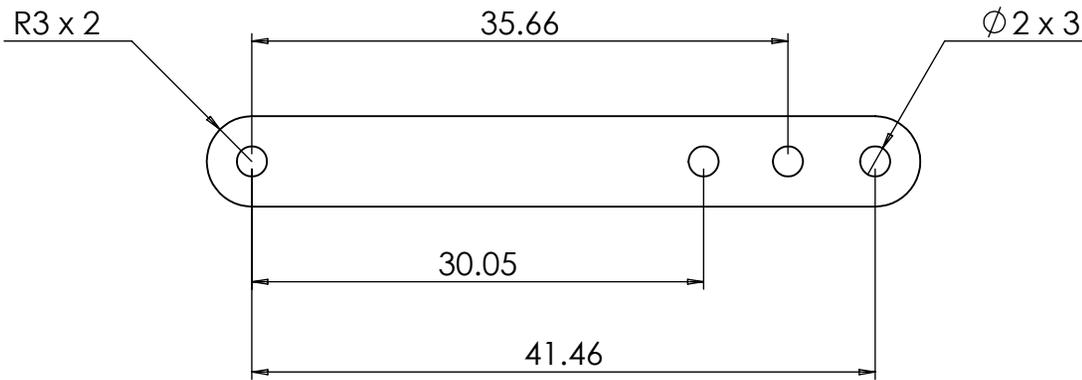
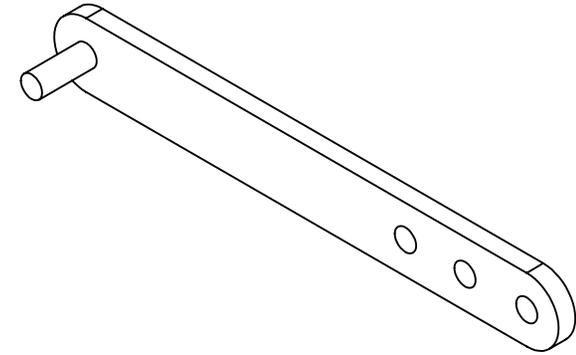
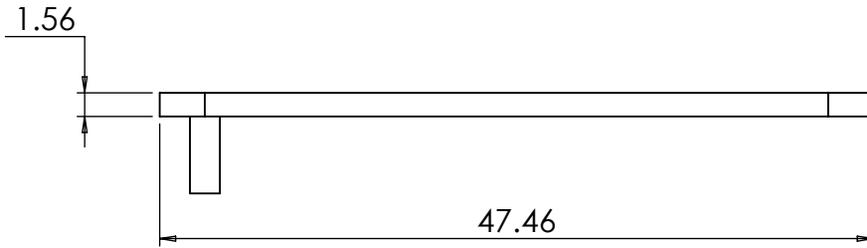
	NAME	DATE	FI UAEM			
DRAWN	O. DIAZ	10 07 19				
CHECKED			Eslabón acoplador			
DIMENSIONS: mm						
MATERIAL: Aluminio 6061			Componente de mecanismo de cuatro barras			
COMMENTS:						
TOLERANCES: $\pm 0,05$ $\pm 1/2^\circ$			SCALE: 2:1	SIZE: Carta	PART: M2b-4B	SHEET 1 OF 1
					REV. 1	



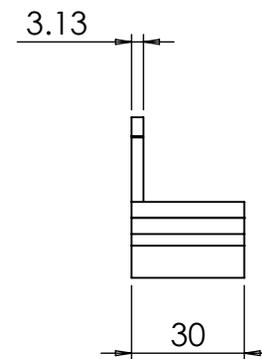
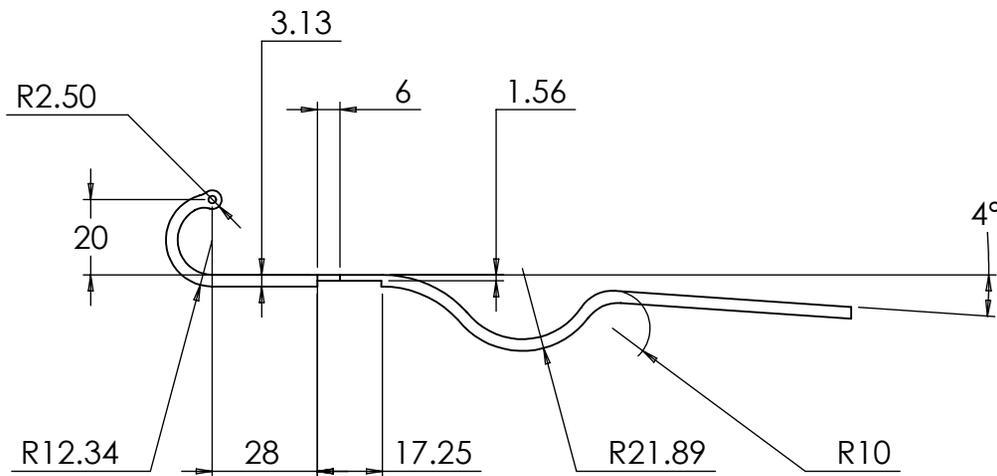
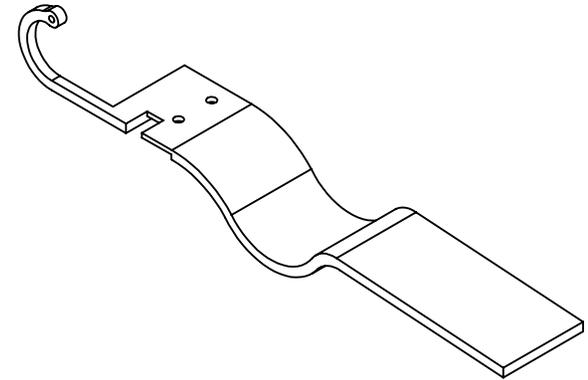
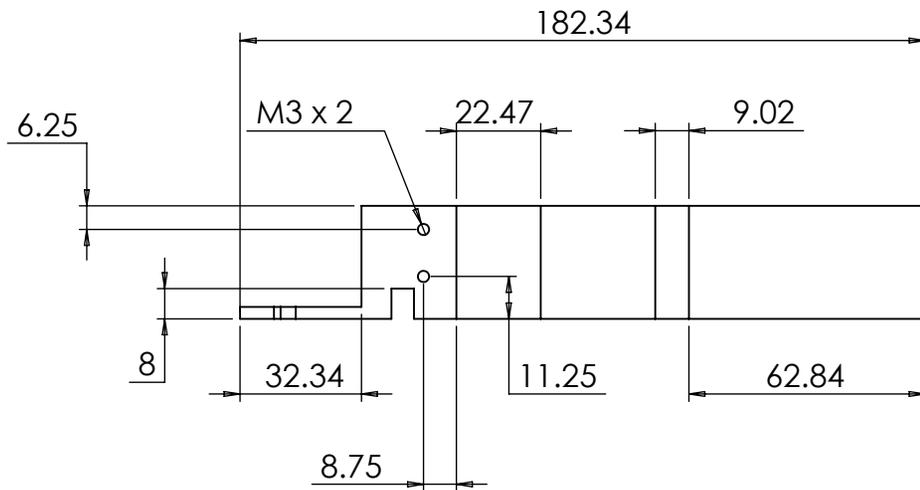
	NAME	DATE	FI UAEM		
DRAWN	O. DIAZ	10 07 19			
CHECKED			Perno acoplador		
DIMENSIONS: mm					
MATERIAL: Aluminio 6061					
COMMENTS: x varia según el acoplamiento x=18.56 para mano chica x=21.56 para mano mediana x=24.56 para mano grande			Componente auxiliar de mecanismo de cuatro barras	REV.	1
TOLERANCES: ± 0.05 $\pm 1/2^\circ$				SCALE: 2:1	SIZE: Carta
			PART: M2c-4B	SHEET 1 OF 1	



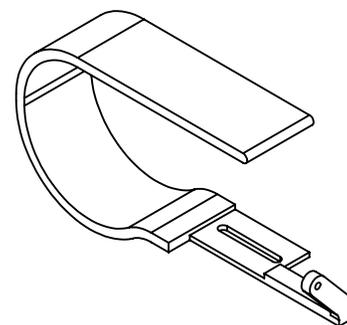
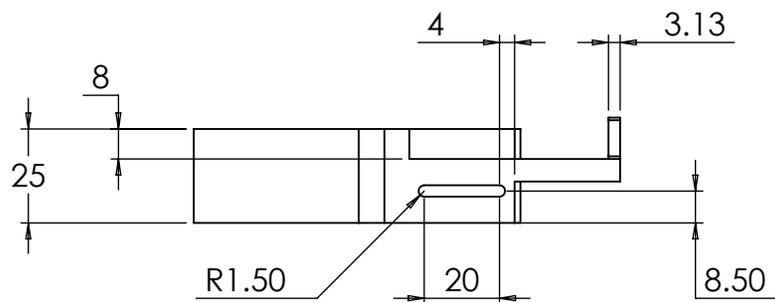
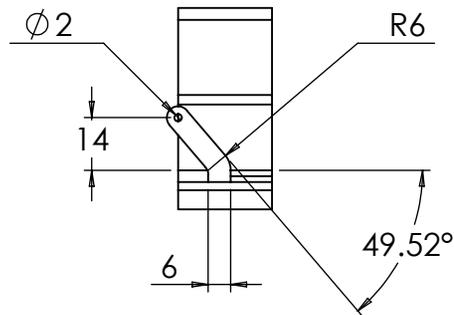
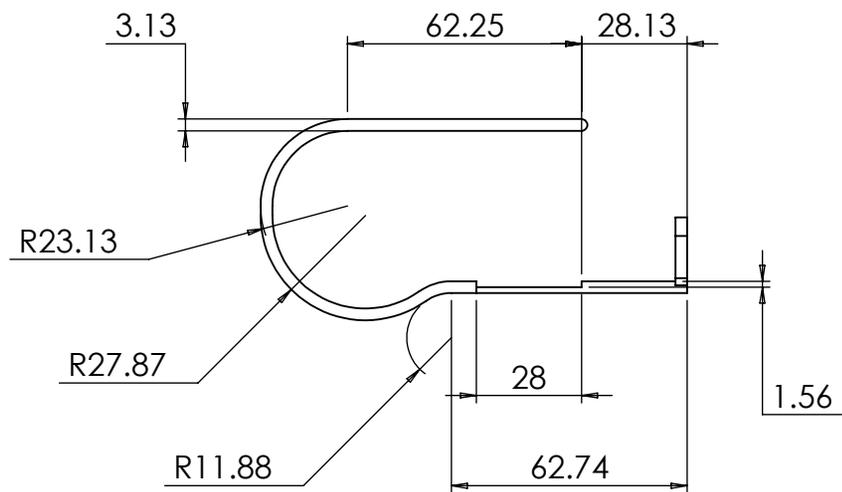
	NAME	DATE	FI UAEM	
DRAWN	O. DIAZ	10 07 19		
CHECKED			Sujeción dedo	
DIMENSIONS: mm				
MATERIAL: Aluminio 6061 Tejla (Velcro)				
COMMENTS: x varia según el acoplamiento x=13 para mano chica x=16 para mano mediana x=19 para mano grande			Componente auxiliar de mecanismo de cuatro barras	REV. 1
TOLERANCES: $\pm 0,05$ $\pm 1/2^\circ$			SCALE: 2:1	SIZE: Carta
			PART: M2d-4B	SHEET 1 OF 1



	NAME	DATE	FI UAEM			
DRAWN	O. DIAZ	10 07 19				
CHECKED			Eslabón de salida			
DIMENSIONS: mm						
MATERIAL: Aluminio 6061			Componente de mecanismo de cuatro barras			
COMMENTS:						
TOLERANCES: ±0,05 ±1/2°		⊕ - □	SCALE: 2:1	SIZE: Carta	PART: M3-4B	REV. 1
			SHEET 1 OF 1			



	NAME	DATE	FI UAEM			
DRAWN	O. DIAZ	10 07 19				
CHECKED			Base inferior			
DIMENSIONS: mm						
MATERIAL: Aluminio 6061			Componente auxiliar para dispositivo de rehabilitación			
COMMENTS:						
TOLERANCES: $\pm 0,05$ $\pm 1/2^\circ$			SCALE: 1:2	SIZE: Carta	PART: BI-4B	REV. 1
			⊕	☰	SHEET 1 OF 1	



	NAME	DATE	FI UAEM			
DRAWN	O. DIAZ	10 07 19				
CHECKED			Soporte actuador			
DIMENSIONS: mm						
MATERIAL: Aluminio 6061			Componente auxiliar para dispositivo de rehabilitación			
COMMENTS:						
TOLERANCES: ± 0.05 $\pm 1/2^\circ$			SCALE: 1:2	SIZE: Carta	PART: SA-4B	REV. 1
			⊕	☰	SHEET 1 OF 1	